

LYON

Année 1972

N° 316

CAMERA A SCINTILLATIONS ET
TRAITEMENT DE L'IMAGE SCINTIGRAPHIQUE
INTERET EN MEDECINE NUCLEAIRE

T H E S E

présentée

A L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD DE LYON

et soutenue publiquement le 19 Décembre 1972

pour obtenir le grade de Docteur en Médecine

par

Pierre CHASTANIER

Ingénieur Physicien

Chargé de Cours à l'U.E.R. de Médecine de Saint-Etienne

né le 11 Décembre 1942

à TARARE . Rhône



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552613_0020

LYON

Année 1972

N° 316

**CAMERA A SCINTILLATIONS ET
TRAITEMENT DE L'IMAGE SCINTIGRAPHIQUE
INTERET EN MEDECINE NUCLEAIRE**

T H E S E

présentée

**A L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD DE LYON
et soutenue publiquement le 19 Décembre 1972
pour obtenir le grade de Docteur en Médecine**

par

Pierre CHASTANIER

Ingénieur Physicien

Chargé de Cours à l'U.E.R. de Médecine de Saint-Etienne

né le 11 Décembre 1942

à TARARE . Rhône

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD

- Président de l'Université : J. BOIDIN
- Premier Vice Président : R. TOURAINE

Secrétaire Général : M. IZAUTE

Unités d'Enseignement et de Recherche de l'Université Médecine

- Grange Blanche - Directeur : Professeur GERMAIN D.
Alexis Carrel - Directeur : Professeur GIROD C.
Sud - Ouest - Directeur : Professeur TOLLLOT F.
Lyon - Nord - Directeur : Professeur BERTOYE A.

Biologie humaine

- Directeur : Docteur CZYBA R. (Maître de Conférences Agrégé)

Techniques de Réadaptation

- Directeur : Professeur MOUNIER-KUHN P.

Sciences Pharmaceutiques

- Directeur : M. CARRAZ M. (Maître de Conférences Agrégé)

Sciences Odontologiques

- Directeur : Docteur VINCENT R.

Institut Régional d'Education Physique et Sportive

- Directeur : Professeur GUILLET R.

Mathématiques

- Directeur : Doyen BRACONNIER

Physique

- Directeur : Professeur DUFAY

Chimie et Biochimie

- Directeur : Professeur GAUTHERON

Sciences de la Nature

- Directeur : Professeur DAVID L.

Biodynamique et Psychopédagogie

- Directeur : Professeur CHANEL J.

Institut universitaire de Technologie n° 1

- Directeur : Professeur FEUVRAIS L.

Institut universitaire de Technologie n° 2

- Directeur : Professeur GALLET, Directeur ENSAM.

Observatoire

- Directeur : Professeur BIGAY J.H.

Physique Nucléaire

- Directeur : Professeur SARRAZIN A.

— • — • — • — • — • — • —

RESPONSABLES D'ENSEIGNEMENT DE L' U.E.R. ALEXIS CARREL

1er CYCLE

- Anatomie
 - M. le Professeur BOUCHET Alain
- Biologie
 - M. le Professeur GIROD Christian
- Chimie - Biochimie
 - M. le Professeur COLOBERT Louis
 - M. NOFRE Claude, Maître de Conférences Agrégé
- Histologie - Embryologie
 - M. le Professeur GIROD Christian
- Mathématiques et statistiques
 - M. SITE Jean, Maître de conférences Agrégé
- Physiologie
 - M. PELLET Michel, Maître de conférences Agrégé
- Physique - Biophysique
 - M. le Professeur BERGER Michel
- Psychologie médicale
 - M. GUYOTAT Jean, Maître de conférences Agrégé
- Sciences Sociales et Economie médicale
 - M. le Professeur ROCHE Louis

2ème CYCLE

- Anatomie pathologique
 - M. le Professeur TOMMASI Michel
 - M. LOIRE Robert, Maître de Conférences Agrégé
- Bactériologie
 - M. FLEURETTE Jean, Maître de Conférences Agrégé
- Cardiologie
 - M. le Professeur FROMENT Roger
 - M. le Professeur GONIN André
 - M. le Professeur MARET Gilbert
- Chirurgie digestive
 - M. le Professeur GOINARD Pierre
- Chirurgie générale
 - M. le Professeur LIARAS Henri
 - M. le Professeur DESCOTES Jacques
- Chirurgie infantile
 - M. DAUDET Maurice, Maître de Conférences Agrégé
- Chirurgie osseuse et orthopédique
 - M. le Professeur de MOURGUES Georges
 - M. COMTET Jacques, Maître de Conférences Agrégé

Dermatologie
- M. MOULIN Georges, Maître de Conférences Agrégé

Endocrinologie
- M. le Professeur MORNEX René

Gastro-entérologie
- M. le Professeur BEL André

Génétique générale
- M. HERMIER Michel, Maître de conférences Agrégé

Gynécologie
- M. le Professeur ROCHET

Hémobiologie
- M. le Professeur MOREL Pierre

Hygiène
- M. SEPETJIAN Maurice, Maître de Conférences Agrégé

Maladies infectieuses
- M. GIROUD Maurice, Professeur Agrégé du Val-de-Grâce

Maladies du sang
- M. le Professeur REVOL Louis

Médecine expérimentale
- M. le Professeur MORNEX René

Médecine Légale
- M. le Professeur ROCHE Louis

Médecine du Travail
- M. le Professeur BOURRET Jacques

Néphrologie
- M. FRANCOIS Bernard, Maître de Conférences Agrégé

Neuro-Chirurgie
- M. le Professeur NANSUY Louis

Neurologie
- M. le Professeur DEVIC Michel
- M. AIMARD Gilbert, Maître de Conférences Agrégé

Obstétrique
- M. GARMIER René, Agrégé

Ophtalmologie
- M. PAUPERT-RAVAULT Maurice, Maître de Conférences Agrégé

Oto-Rhino-Laryngologie
- M. le Professeur MARTIN Henri

Parasitologie
- M.

Pédiatrie
- M. le Professeur FRANCOIS René

Pharmacologie
- M.

Pneumo-Phtisiologie
- M. TOURAINE Roger, Maître de Conférences Agrégé

Psychologie
- M. GUYOTAT Jean, Maître de Conférences Agrégé

Radiologie

- M. BUFFARD Pierre, Maître de Conférences Agrégé
- M. CHOLLAT Louis, Maître de Conférences Agrégé

Rhumatologie

- M. MEUNIER Pierre, Maître de Conférences Agrégé

Séméiologie médicale

- M. VIALA Jean-Jacques, Maître de Conférences Agrégé

Séméiologie chirurgicale

- M. le Professeur FRANCILLON Jacques
- M. VIGNAL Jacques, Maître de Conférences Agrégé

Stomatologie

- M. le Professeur DUMAS Pierre

Urgence - Réanimation

- M. DELEUZE Raymond, Maître de Conférences Agrégé
- Mme ESTANOVE Suzanne, Maître de Conférences Agrégé

Urologie

- M. CIBERT Jacques, Maître de Conférences Agrégé

-:-:-:-

A MA FEMME

A MES PARENTS

A MA MARRAINE

A MES BEAUX PARENTS

A TOUS LES MIENS

En témoignage de ma profonde affection.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR MICHEL BERGER
Professeur à la Faculté, Biologiste des Hôpitaux

Il y a bientôt huit ans, il nous accueillait dans son laboratoire au moment où jeune ingénieur physicien nous venions de commencer nos études médicales.

Sa bonté et sa compréhension furent alors décisives, à cette période combien délicate et pourtant déterminante de notre carrière. Sans elles nous aurions renoncé. Aussi comment ne pas dire publiquement le profond attachement que nous lui portons.

Nous eûmes maintes fois par la suite l'occasion d'être séduit par ses vastes connaissances et par la clarté de son enseignement.

Il nous a surtout appris à faire comprendre, à expliquer et à ne pas nous contenter du refuge du formalisme et si nous avons quelques dispositions à enseigner, c'est à lui que nous les devons.

Aux heures des grandes mutations il nous a manifesté sa confiance en nous donnant la charge de créer le Laboratoire de Biophysique de l' U.E.R. de Médecine de Saint -Etienne et c'est un désir constant de ne pas le décevoir qui nous a alors animé.

Eloigné momentanément par la maladie, qu'il trouve ici avec les souhaits que nous formulons pour lui, l'expression de notre gratitude et de notre profond respect.

A MONSIEUR LE PROFESSEUR JACQUES MICHEL ROBERT
Professeur à la Faculté, Médecin des Hôpitaux

Depuis bientôt dix ans, il nous a fait l'honneur de nous compter au nombre de ses amis.

L'étendue de ses connaissances, sa vaste culture, la clarté et la richesse de son enseignement et sa grande humanité ont toujours été à nos yeux un brillant exemple.

La rare synthèse qu'il a su réaliser entre la rigueur de l'homme de science et la passion pour l'humain du thérapeute ont confirmé, après l'avoir suscitée, notre vocation médicale en nous inspirant une profonde admiration.

A l'heure où de grands projets nous unissent qu'il trouve ici l'assurance de notre très grand attachement.

A NOTRE PRESIDENT DE THESE

MONSIEUR LE PROFESSEUR ROBERT MORET

Professeur à la Faculté, Biologiste des Hôpitaux

Il nous a fait l'honneur et l'amitié de présider notre jury de thèse et nous a manifesté sa confiance en présumant de la qualité de ce travail.

Si l'exemple sert au chercheur, c'est au sien que nous voulons nous référer tant il a su incarner à nos yeux la vivacité d'esprit, la grande maîtrise expérimentale, l'ingéniosité et le non conformisme qui sont les qualités de ceux qui s'adonnent à la Science.

Nous rendons hommage à la grande bienveillance qu'il sait manifester à chacun de ceux qui ont le privilège de travailler avec lui et nous lui exprimons notre gratitude et notre respectueuse amitié.

A NOS JUGES

MONSIEUR LE PROFESSEUR J.O. PEYRIN

Professeur à la Faculté, Biologiste des Hôpitaux

Coordinateur du Département de Biophysique de l'Académie de Lyon.

Il nous a toujours manifesté beaucoup d'intérêt et nous le remercions d'avoir accepté de siéger parmi nos juges.

Aux qualités de l'enseignant et du chercheur, il a su ajouter au plus haut niveau celles de l'organisateur et du responsable et nous sommes fier de l'assurer de notre admiration et de notre amitié.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGE P. ESPINASSE

Maître de Conférences Agrégé à la Faculté, Biologiste des Hôpitaux.

Il est agréable que l'ami devienne le juge, car cela nous permet de rendre publiquement hommage aux brillantes qualités de chercheur qu'il a toujours su incarner à nos yeux.

Nous lui devons de nous avoir initié à la recherche médicale et nous le remercions des précieux conseils qu'il nous a prodigués tout au long des années, au cours de discussions parfois vives, toujours cordiales et fructueuses.

Qu'il trouve ici le témoignage de notre indéfectible amitié.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGE J.R. LACOUR

Maître de Conférences Agrégé à la Faculté, Biologiste des Hôpitaux
Directeur de l'U.E.R. de Médecine de Saint-Etienne

Il nous a succédé, au bénéfice de tous, à la direction de l' U.E.R. de Médecine de Saint - Etienne et a su montrer une fois de plus qu'on peut-être un grand physiologiste et un gestionnaire énergique.

C'est l'ami sincère que nous sommes heureux de saluer ici.

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGE J. FREY

Maître de conférences Agrégé, biologiste des Hôpitaux.

Nous sommes fier d'avoir vécu avec lui l'expérience des pionniers de l'enseignement médical stéphanois et nous nous sommes enrichi de l'exemple de sa ténacité et de ses grandes qualités d'administrateur et de chef de laboratoire.

Nous le remercions de tant d'années d'amitié sans nuage.

A TOUS NOS COLLABORATEURS ET AMIS DU LABORATOIRE DE BIOPHYSIQUE DE L'U.E.R.
DE MEDECINE DE SAINT-ETIENNE, et plus particulièrement à

Madame M. VOUTAY, Docteur en Physique, Chef de Travaux

dont nous apprécions depuis tant d'années la collaboration consciencieuse

Monsieur J.P. CABOCEL, Docteur en Physique, Assistant

dont la compétence et le caractère toujours égal nous sont d' une aide précieuse

Mademoiselle S. CORDIER, Maître-es-Sciences, Chef de Travaux

sans laquelle toute une partie de ce travail n'aurait pas vu le jour

Monsieur A. BIRON, Licencié-es-Sciences, Assistant

en qui nous saluons l'ami de toujours

Madame M. PONSONNET, Secrétaire

dont l'assistance efficace et dévouée a si souvent été mise à contribution

Mademoiselle N. SALEHI, Docteur d'Université

pour sa collaboration active et souriante

Monsieur A. CHAMPAILLER, Moniteur

en qui nous reconnaissons un brillant élève

Que tous et toutes soient profondément remerciés pour leur contribution si amicale à ce travail.

A TOUS NOS AMIS DE L'U.E.R. DE MEDECINE DE SAINT-ETIENNE
et plus particulièrement à

MONSIEUR LE PROFESSEUR AGREGÉ J. CUILLERET
Maître de Conférences Agrégé à la Faculté, Chirurgien des Hôpitaux

MONSIEUR LE DOCTEUR J.P. MALLIE
Chef de Travaux de Physiologie à la Faculté, Biologiste des Hôpitaux

MONSIEUR LE DOCTEUR J.L. LAURENT
Chargé de cours d'Histologie

MONSIEUR J. FARJANEL
Docteur en Chimie, Assistant de Biochimie

MONSIEUR A. GEYSSANT
Assistant de Physiologie

MADemoiselle LE DOCTEUR D. COTTINET
Chef de Travaux d'Histologie

MONSIEUR LE DOCTEUR M. DEBOUT
Assistant de Physiologie

MONSIEUR LE DOCTEUR P. POTY
Assistant de Physiologie

MADAME G. HELFRE
Chef de Travaux de Biochimie

MONSIEUR J. CHOPARD
Responsable administratif

MADemoiselle J. BERTHON

MONSIEUR G. CHORAIN

MONSIEUR ET MADAME A. ZOULIAS.

En témoignage de notre amitié.

INTRODUCTION

L'intérêt de l'utilisation des traceurs radioactifs en Médecine n'est plus à dire. Depuis la découverte de la radioactivité artificielle ils sont en effet apparus, dans la plupart des disciplines biologiques et médicales, comme un outil irremplaçable apportant à tous les grands domaines de la pathologie de nouvelles méthodes diagnostiques, tant sur le plan des investigations morphologiques que sur celui des explorations fonctionnelles.

Ainsi, s'est concrétisée dans les faits, l'existence d'une spécialité de médecine nucléaire où, dans un esprit pluridisciplinaire, médecins et scientifiques ont pu utilement collaborer, les uns attirés par la rigueur des modes de pensée et des moyens d'étude de la physique, les autres fascinés par l'extraordinaire explosion de la biologie moderne.

Mais, dans ce domaine comme dans beaucoup d'autres, le progrès des connaissances et le perfectionnement des moyens d'investigations a considérablement bénéficié du développement technologique. L'art de l'ingénieur a bien servi l'art médical.

Les détecteurs stationnaires, puis les détecteurs directionnels, ont fait les premiers leur apparition et les "scanners" jouent encore un rôle capital dans les explorations morphologiques. La lenteur des examens et la dosimétrie un peu élevée, conséquence d'une perte considérable d'informations ne sont pas en effet apparues comme rédhibitoires en raison de l'excellente résolution de ces détecteurs, qui nous procurent de véritables tomographies radioactives.

Plus récemment, la conception de caméras à scintillations a semblé résoudre toutes les difficultés. Instruments de haute sensibilité permettant, même avec des activités très faibles, de réaliser des examens très rapides, elles paraissent devoir lever tous les obstacles.

L'expérience a malheureusement montré qu'elles allaient majorer les défauts inhérents à l'utilisation des traceurs, leur mauvaise résolution ne permettant d'obtenir que des images de qualité moyenne.

L'apparition des systèmes électroniques plus complexes que constituent les analyseurs multiparamétriques connectés aux caméras à scintillations, a représenté un progrès indéniable. Outre une amélioration considérable de la visualisation des images, ils ont rendu possibles des études dynamiques complexes et ont fait naître la scintigraphie numérique, le caractère objectif des données supplantant l'aspect subjectif des images précédentes.

Mais, c'est maintenant aux mathématiciens et aux ordinateurs qu'il faut faire place et nous montrerons au cours de ce travail l'apport exceptionnel que nous sommes en droit d'espérer du traitement de l'information en Médecine nucléaire, apport qui, nous en sommes sûrs, prendra une place de plus en plus déterminante dans les années à venir.

Nous nous sommes donc proposé au cours de cette étude, après une description critique de notre ensemble de détection associant à une caméra à scintillations une chaîne d'analyse multiparamétrique et un ordinateur, de réaliser une étude expérimentale, la plus complète possible, des problèmes posés par la détection en médecine nucléaire lors de l'utilisation d'une gamma caméra.

Notre ambition était en effet, de mieux préciser l'ensemble des paramètres altérant la détection radioactive, une meilleure connaissance et une quantification de ces derniers apparaissant comme le prélude indispensable à toute correction mathématique.

Nous avons alors été amenés à concevoir une bibliothèque de programmes de médecine nucléaire ayant pour but de corriger aussi bien le caractère aléatoire de la radioactivité que les hétérogénéités du détecteur.

Si ce travail s'est échelonné sur plusieurs années c'est qu'il a correspondu dans les faits à l'installation progressive dans des conditions parfois difficiles du Laboratoire de Biophysique et Informatique Médicale de l'U.E.R. de

Médecine de Saint-Etienne dont nous avons la charge.

Que tous nos collaborateurs et amis qui ont apporté le meilleur d'eux même à cette tâche trouvent ici le témoignage de notre indéfectible amitié.

CHAPITRE I

DESCRIPTION DU SYSTEME UTILISE POSSIBILITES ET LIMITES EN MEDECINE NUCLEAIRE

I. - LA CAMERA A SCINTILLATIONS

1. - Description de l'appareil

La caméra à scintillations utilisée est une gamma caméra PHILIPS composée d'une tête de détection montée sur un support mécanique mobile permettant son positionnement, d'un pupitre électronique de commande et d'un jeu de collimateurs en plomb.

1. - La tête de détection

La tête de détection, équipée d'une chambre protectrice de plomb cylindrique et d'un système de contention des collimateurs, comporte un cristal de NaI activé au Tallium de 24 cm de diamètre et de 1,3 cm d'épaisseur protégé par une fenêtre d'aluminium de 0,5 mm (Fig. 1).

Par l'intermédiaire d'un guide de lumière en pyrex cylindrique de 1,3 cm de long, la face postérieure du cristal est reliée à 23 photomultiplicateurs de 5 cm de diamètre comportant chacun 10 dynodes Cs Sb et une photocathode dont l'efficacité est de 23 % à 4000 Å. Ces différents photomultiplicateurs sont disposés selon deux couronnes concentriques entourant un photomultiplicateur central (Fig. 2).

Le cristal est entouré d'un anneau de colle siliconé, l'intérieur de la fenêtre est noir mat et les interstices entre les photomultiplicateurs sont

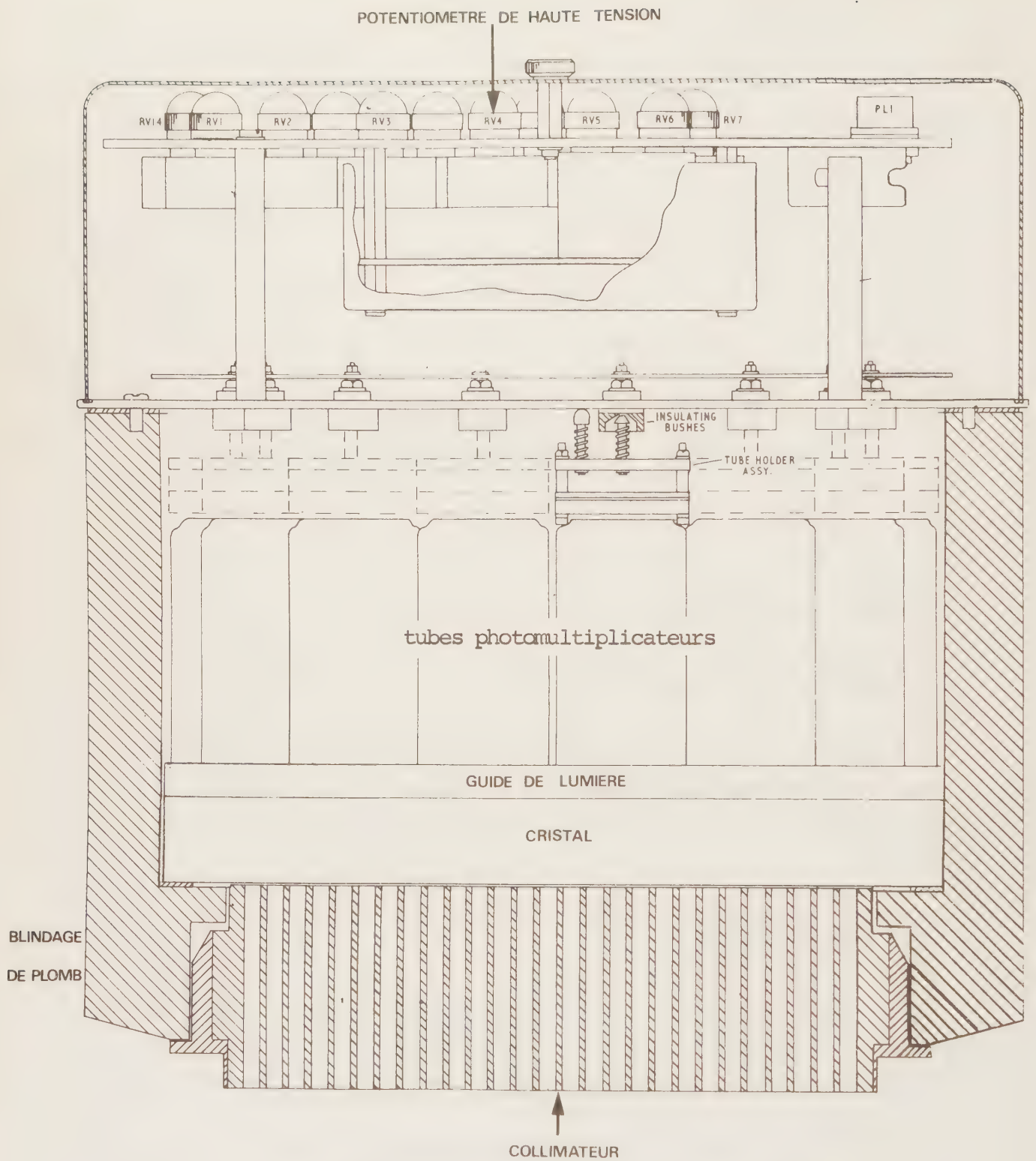


FIG. 1 - SCHEMA DE LA TETE DE DETECTION

occupés par une plaque métallique réfléchissante (Fig. 3).

La tête contient par ailleurs un générateur haute tension qui alimente les différents photomultiplicateurs sous une tension de l'ordre de 1200 volts les amplificateurs de charge et les résistances des circuits de positionnement et du circuit de sommation des impulsions Z.

1.2. - Le système mécanique de positionnement de la tête détectrice

Le système mécanique de positionnement de la tête est entraîné par un moteur électrique permettant des mouvements d'élévation et d'abaissement de celle-ci. On peut également réaliser manuellement une rotation de 360° dans deux plans perpendiculaires, ce qui rend possible un positionnement rapide de la tête de détection par rapport à l'organe examiné.

1.3. - L'unité de contrôle

L'unité de contrôle comporte le dispositif électronique de positionnement des scintillations (Fig. 4).

Une échelle spectrométrique permet de présélectionner la gamme d'énergie que l'on veut détecter, la largeur de la fenêtre de détection étant réglable de façon continue.

Outre ce fonctionnement par présélection intéressant en routine, on peut également dans le mode manuel, choisir une gamme quelconque d'énergie en modifiant progressivement le gain de l'amplificateur de sommation Z total, la fenêtre restant positionnée autour de deux volts.

Dans le mode manuel aussi bien que dans le mode automatique on pourra faire le choix d'un pré-temps, variant de 0,2 à 10^5 secondes, ou d'un pré-compte allant de 2 à 10^6 coups.

L'unité de contrôle comporte par ailleurs :

- un rate meter permettant un réglage rapide de la caméra
- un oscilloscope à rémanence variable à usage de monitoring
- un oscilloscope sans rémanence couplé à un polaroid
- une sortie sur imprimante rapide.

On peut également disposer à l'arrière de l'appareil des sorties d'impulsions des déflexions X et Y et de la sortie Z total.

FIG. 2 - DISPOSITION DES 23 TUBES PHOTOMULTIPLICATEURS

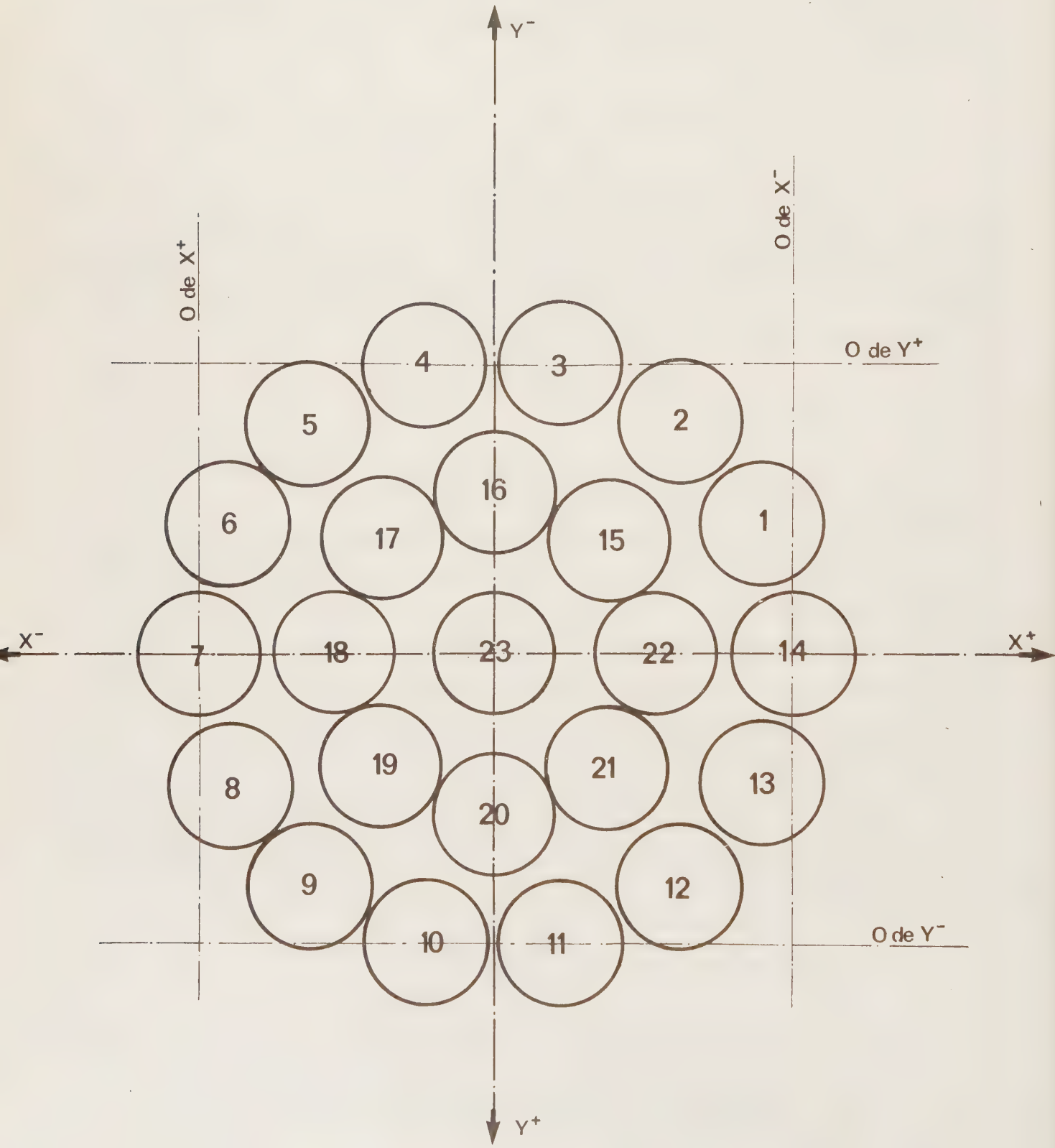
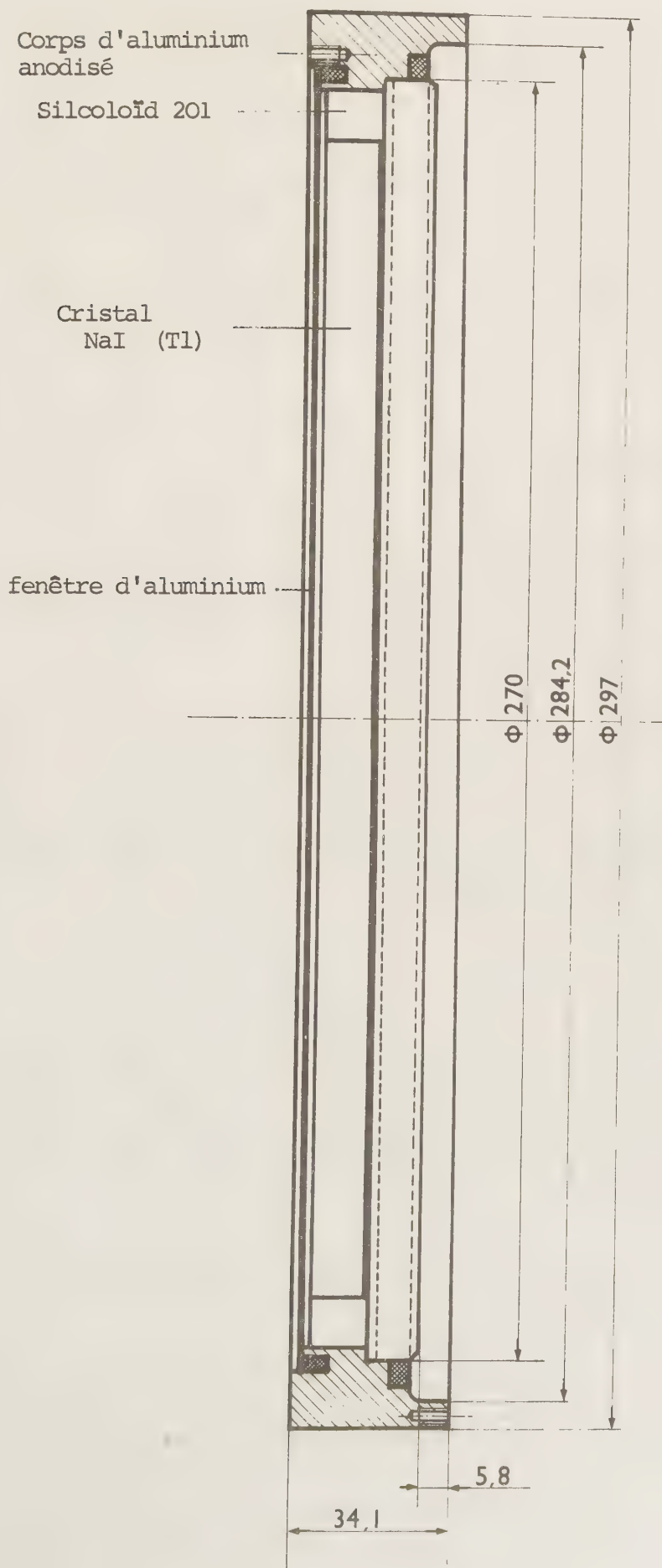


FIG. 3 - CRISTAL ET GUIDE DE LUMIERE



1.4. - Le jeu de collimateurs

Le jeu de collimateurs est essentiellement composé :

- d'un collimateur cylindrique parallèle 1620 trous, diamètre 4 mm, épaisseur des septas 1,5 mm, profondeur 76 mm, utilisable pour les énergies faibles inférieures à 200 keV,

- d'un collimateur cylindrique parallèle 650 trous, diamètre 6,35 mm épaisseur des septas 2,4 mm, profondeur 76 mm, pour des énergies plus fortes allant jusqu'à 400 keV,

- un collimateur "pin hole", angle 70°, diamètre de l'orifice 3 mm, 5 mm, 6,5 mm, hauteur 16,5 cm.

2. - Principe de fonctionnement

Les rayons γ émis par une source radioactive sont partiellement collectés à travers les orifices du collimateur et après absorption dans le cristal donnent naissance à des photons lumineux qui seront détectés par les différents photomultiplicateurs de la tête détectrice.

Les impulsions électriques ainsi obtenues à la sortie de chaque photomultiplicateur sont ensuite envoyées sur un amplificateur de charge qui donnera une impulsion de sortie proportionnelle à l'énergie absorbée par la photocatode. Cette impulsion est alors dirigée à travers des résistances de pondération sur 5 circuits pré-amplificateurs (4 pour le système de positionnement X^- , X^+ , Y^- , Y^+ , et 1 pour le circuit de sommation Z total).

2.1. - Le système de positionnement

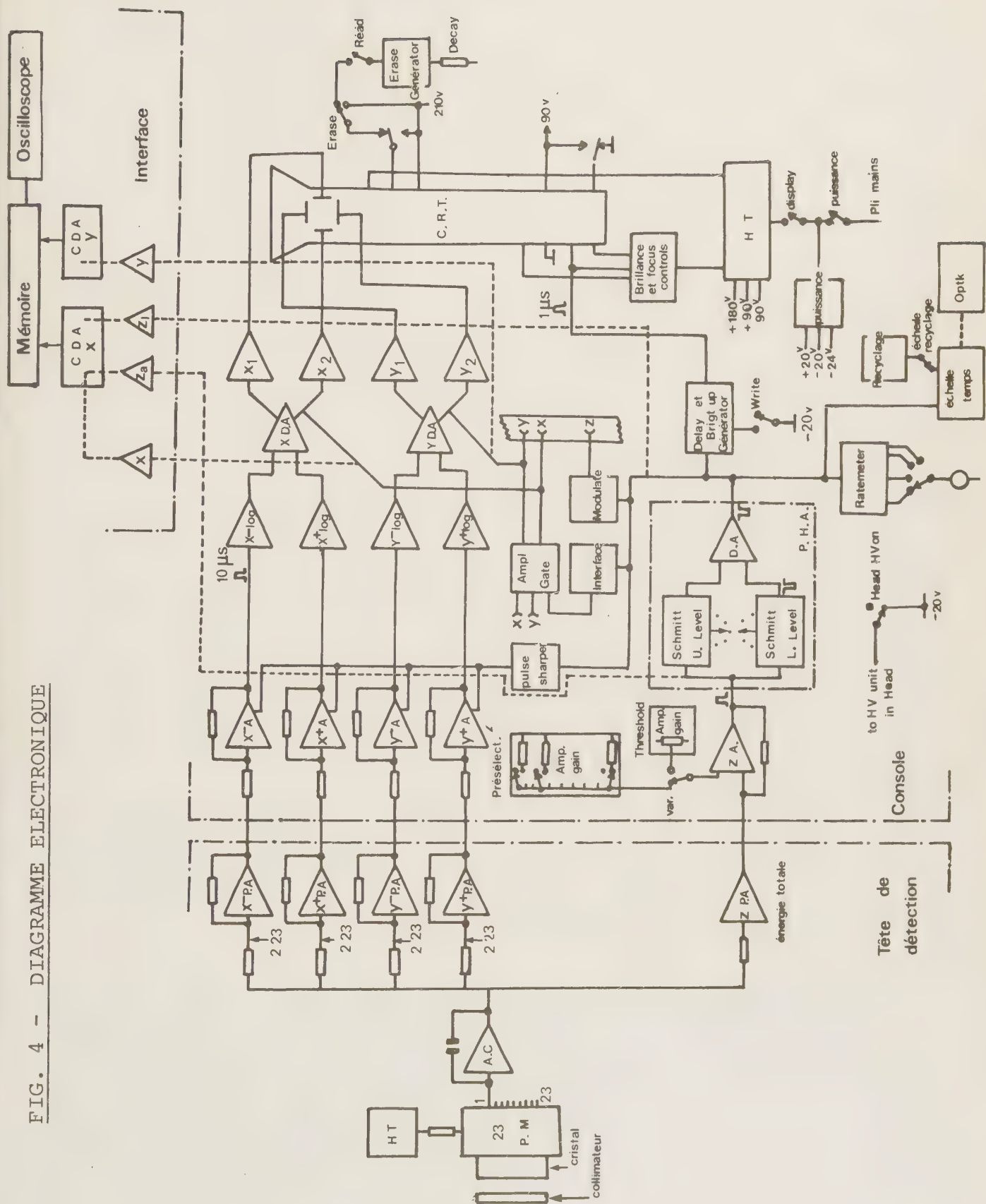
Sur chacun des pré-amplificateurs X^- , X^+ , Y^- , Y^+ arrivent donc les 23 sorties des photomultiplicateurs à travers des résistances de pondération dont la valeur dépend de la position de chaque photomultiplicateur par rapport au photomultiplicateur central.

Si nous appelons P_1 , P_2 , P_3 , etc..., P_{23} les impulsions de sortie des différents amplificateurs de charge

et x_1 , x_2 , x_3 , etc..., x_{23} les facteurs de pondération (dépendant de la valeur de la haute tension et de la résistance de pondération) on disposera à l'entrée du préamplificateur X^- d'une impulsion résultante de hauteur :

$$X^- = x_1 P_1 + x_2 P_2 + \text{etc...} + x_{23} P_{23}$$

FIG. 4 - DIAGRAMME ELECTRONIQUE



Il en sera de même pour chaque pré-amplificateur et on obtiendra ainsi 4 séries d'impulsions d'entrée X^- , Y^- , X^+ , Y^+ .

A la sortie de chaque pré-amplificateur l'impulsion résultante est amplifiée puis envoyée sur un amplificateur logarithmique à deux décades (rapport 1 à 100) permettant largement la détection dans une gamme de 70 à 400 keV.

Les impulsions de sortie obtenues sont alors dirigées deux à deux : ($\log X^-$ et $\log X^+$ d'une part ; $\log Y^-$ et $\log Y^+$ d'autre part) sur des amplificateurs différentiels ayant pour but de soustraire la plus petite de la plus grande.

Les impulsions résultantes sont alors proportionnelles aux coordonnées de positionnement de la scintillation par rapport au centre du cristal.

Une fois mise en forme, elles peuvent être appliquées aux électrodes de déflexion de l'oscilloscope (Fig. 4, 5).

2.2. - Le circuit de spectrométrie

Le signal Z total correspond, comme nous l'avons dit, à la sommation des impulsions de sortie des 23 photomultiplicateurs à travers des résistances de pondération qui corrigent les différences de gain de ces derniers de manière à donner une sommation en égale proportion des 23 signaux élémentaires.

Ce signal Z est envoyé après amplification sur un spectromètre monocal dont le gain permet d'amener les impulsions du pic photo-électrique autour de deux volts quelle que soit l'énergie de celui-ci, la fenêtre autorisant le passage des impulsions dont l'amplitude est comprise entre $2 \text{ V} \pm x \%$, x pouvant être choisi arbitrairement de 0 à 100 %.

Nous remarquons donc que dans ce système, la position moyenne de la fenêtre est fixe, centrée sur 2 volts, et c'est le spectre que l'on étale plus ou moins en jouant sur le gain de l'amplificateur et sur la haute tension pour amener le pic choisi dans la fenêtre de détection.

2.3. - Remarque

Les impulsions $X Y$ provenant de la tête détectrice sont appliquées après amplification à un circuit de mise en forme qui procure des impulsions négatives d'une durée de $10 \mu\text{s}$ alors que la durée des impulsions à la sortie des photomultiplicateurs est de l'ordre de $2 \mu\text{s}$. Les impulsions de sortie des photomultiplicateurs sont en effet trop courtes pour pouvoir être acceptées telles quelles par les amplificateurs.

C'est donc ce temps de $10 \mu\text{s}$ qui va déterminer le temps de résolution du détecteur.

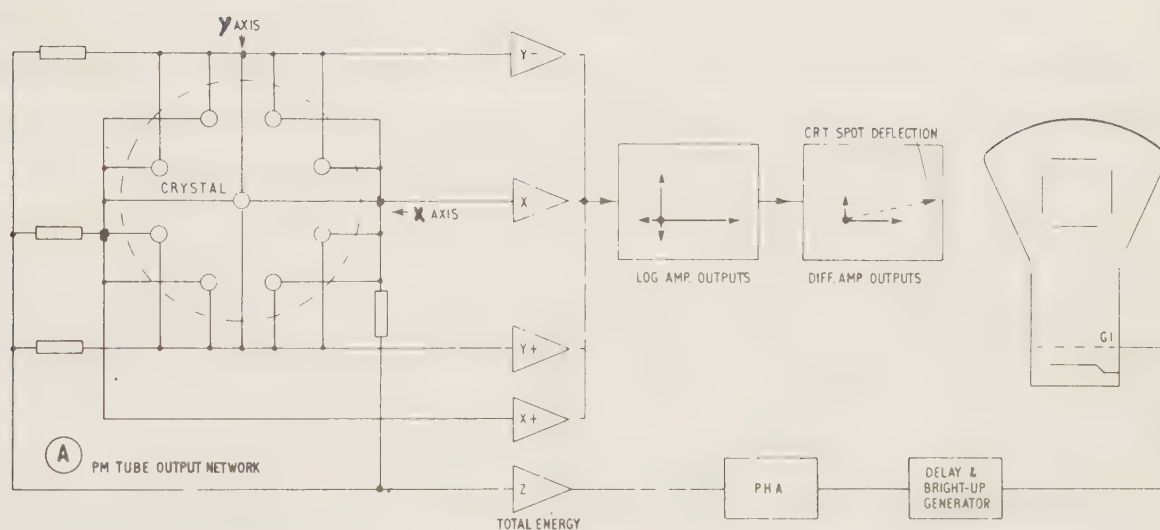


FIG. 5 - SCHEMA DE PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT

Ainsi, on pourra tout au plus détecter 10^5 impulsions par seconde ce qui correspond pour une image de 4 k à 25 impulsions par canal et par seconde. Ce chiffre maximum ne pourra d'ailleurs jamais être atteint puisqu'il supposerait une arrivée régulière des impulsions au cours du temps ce qui n'est évidemment pas possible en physique nucléaire.

3. - Obtention des résultats et sortie des données

Les impulsions de sortie peuvent après décodage être visualisées sur six tubes d'affichage numériques. Le comptage peut-être obtenu selon le mode manuel ou selon le mode automatique (pré-temps ou pré-compte) avec ou sans recyclage.

Une imprimante série peut également être connectée pour l'impression des résultats en cas de recyclage du comptage par exemple. Elle fait d'ailleurs intervenir un temps mort supplémentaire de 0,5 seconde à la fin de chaque comptage qui peut, dans certains cas, apparaître comme un inconvénient.

Les impulsions positionnées en X Y sont visualisées sur deux oscilloscopes : le premier joue un rôle de monitoring, il est constitué d'un tube à rayons cathodiques dont on peut faire varier la rémanence de façon continue, le second est un bloc à haute résolution couplé à un appareil photographique type polaroid.

4. - Problème particulier de la connexion gamma caméra - analyseur

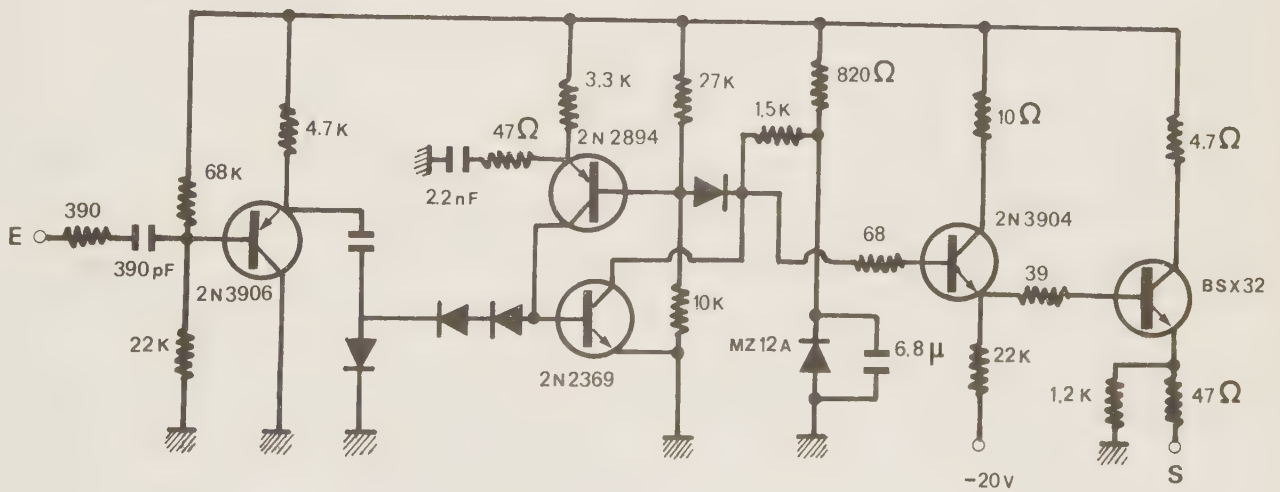
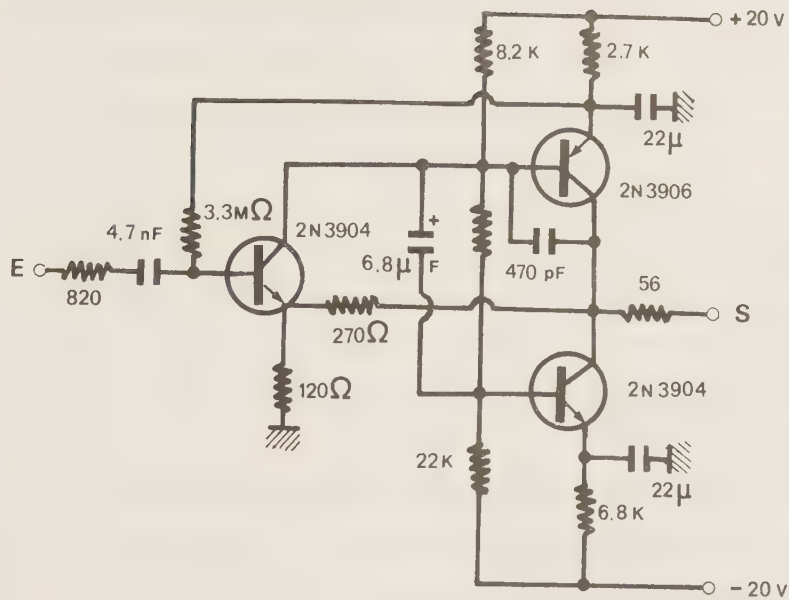
Pour pouvoir obtenir une scintigraphie numérique et posséder ainsi une image digitale plutôt que subjective (photographique) de l'organe à détecter, la première étape a consisté à coupler notre gamma caméra à un analyseur multicanaux. Cette connexion sera d'ailleurs utilisée comme nous allons le voir aussi bien en analyse spectrométrique qu'en analyse multiparamétrique.

4.1. - En spectrométrie

Nous avons réalisé un interface de connexion (Fig. 6) ayant pour but de rendre les signaux Z du circuit de sommation compatibles aux circuits d'entrée de l'analyseur grâce à une adaptation d'impédance et de les amplifier pour permettre l'entrée directe sur les convertisseurs sans passer par les amplificateurs linéaires de ces derniers.

Pour améliorer la qualité du réglage, nous allons en effet utiliser les impulsions du circuit de sommation (Z total) et les impulsions sortant de la fenêtre de détection. L'entrée sur un circuit anti-coïncidence de ces deux

AMPLIFICATEUR



MISE EN FORME COINCIDENCE RETARDEE

FIG. 6 - INTERFACE DE CONNEXION GAMMA CAMERA - ANALYSEUR MULTICANAUX

types d'impulsions permet en effet de visualiser les limites de la fenêtre de détection et de les repérer sur les canaux de l'analyseur.

Une fois les limites de la fenêtre bien définies, on peut réaliser une analyse spectrométrique des impulsions Z total et ainsi modifier progressivement les gains et les hautes tensions des différents photomultiplicateurs jusqu'à ce que le pic choisi soit positionné parfaitement au centre de la fenêtre de détection.

On peut alors procéder au réglage des 23 photomultiplicateurs par une méthode itérative en s'assurant que quelle que soit la position de la source ponctuelle de Baryum, le pic est toujours centré sur la fenêtre.

4.2. - En analyse biparamétrique

Les impulsions de sortie des circuits de positionnement X et Y sont amplifiées et adaptées par le même interface avant d'être adressées sur les deux convertisseurs de l'analyseur selon le mode de fonctionnement biparamétrique sur lequel nous reviendrons.

II. - L'ANALYSEUR MULTI-CANAU

L'analyseur multi-canaux que nous avons utilisé est un analyseur PAC-KARD 4096 canaux dont les principales caractéristiques sont les suivantes (Fig.7)

1. - Les convertisseurs analogiques digitaux

1.1. - Principe de fonctionnement

Le système comporte deux convertisseurs analogiques digitaux de 100 MHz ayant pour but de convertir l'amplitude de l'impulsion d'entrée en une information digitale de sortie codée en binaire pur sous forme de mots de 13 bits parallèles pouvant être stockés en mémoire sur un nombre d'adresses pouvant varier de 512 à 4096.

Les hauteurs d'impulsions d'entrée, proportionnelles aux énergies détectées, sont converties en un temps proportionnel à la hauteur d'impulsion : c'est le temps de décharge linéaire d'un condensateur chargé par l'impulsion d'entrée. Ce temps de décharge permet de prendre en compte un nombre plus ou moins grand d'oscillations générées par l'oscillateur de 100 MHz, nombre qui va déterminer le canal dans lequel l'impulsion initiale sera adressée.

Pour éviter la perte d'informations pendant le temps mort correspondant à l'analyse d'une impulsion, le convertisseur est équipé d'un circuit original permettant de prendre en compte la ou les impulsions arrivant pendant ce temps mort et de les classer à la même adresse que celle qui vient d'être analysée, ce qui est statistiquement valable et rend possible une analyse sans temps mort des impulsions d'entrée.

Pour qu'elles puissent être prises en compte par le convertisseur, l'interface de connexion gamma caméra - analyseur devait produire des impulsions d'entrée positives de caractéristiques suivantes :

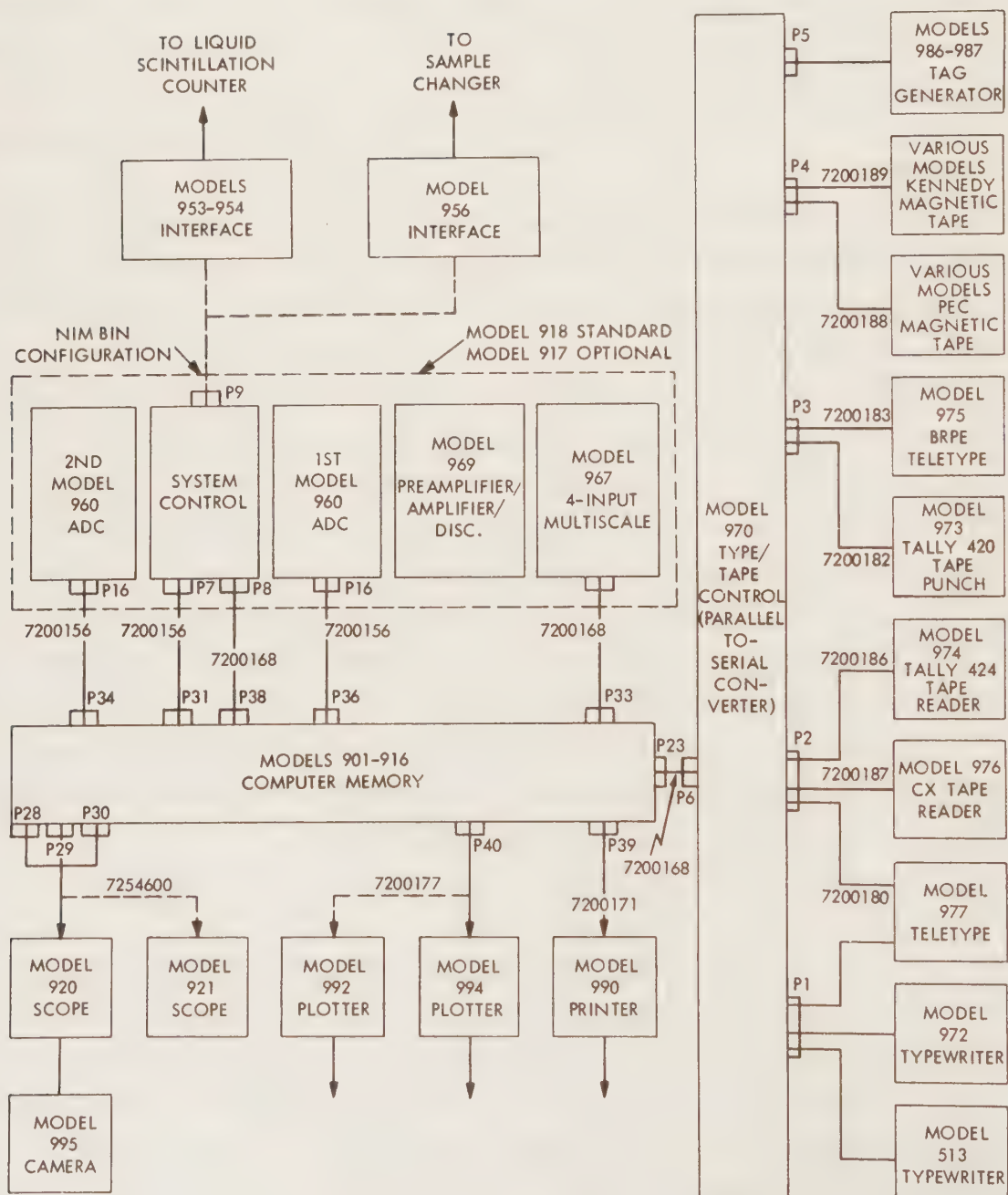
- Amplitude de 0 à 8 V.
- Impédance 1 k Ω
- temps de montée de 0,5 à 5 μ s
- temps de descente de 5 à 100 μ s.

Ces considérations ont conditionné la réalisation de notre interface.

Le convertisseur possède également des circuits de coïncidence et d'anti-coïncidence prompte et retardée. Deux discriminateurs de seuil inférieur et de seuil supérieur permettent en outre de délimiter les hauteurs d'impulsion pouvant être acceptées pour l'analyse.

L'adresse-zéro du bloc mémoire peut-être ajustée dans une certaine limite et un discriminateur supplémentaire permet d'éliminer les impulsions inférieures à un minimum variable pour se protéger contre les sommations d'impul-

FIG. 7 - CONFIGURATION DE L'ANALYSEUR MULTI-CANAUX
ET DES INTERCONNEXIONS DU SYSTEME



sions ou les queues d'impulsions qui pourraient être analysées à la fin d'une conversion.

Une autre particularité permet de déplacer manuellement le canal zéro de référence une fois fixé le gain de conversion ce qui entraîne un transfert de la totalité des adresses disponibles. Ceci présente un intérêt si l'on veut réaliser une analyse sur un nombre d'adresses supérieur au nombre de canaux dont on dispose ce qui rend possible une analyse plus fine d'un spectre puisqu'on utilise alors un plus grand nombre de canaux pour chaque classe d'énergie.

1.2. - Cas particulier de l'analyse biparamétrique

Pour l'analyse X Y, il est nécessaire de posséder deux convertisseurs identiques :

- l'un pour positionner en X l'adresse de l'impulsion X
- l'autre pour positionner en Y l'adresse de l'impulsion Y

Ainsi, avec une mémoire de 4 K on peut au maximum convertir les impulsions X ou Y sur 64 adresses.

Les deux convertisseurs utilisés doivent être interconnectés pour que les impulsions de chaque couple X Y soient analysées en coïncidence, car s'il n'en était pas ainsi, ces impulsions provenant d'un même évènement ne pourraient pas être reconnues comme telles.

2. - Organisation du bloc mémoire et des fonctions câblées

2.1. - Composition du bloc mémoire

Le bloc mémoire comprend essentiellement :

a) des tores de ferrites : 98 304 tores pour un bloc de 4 K (soit 4096×24). Il y a en effet 24 tores par canal, ce qui signifie que chaque mot mémoire est formé de 24 bits en binaire codé décimal (B C D).

Chaque canal est ainsi repéré par son adresse (numéro du canal) et par son contenu limité au maximum à 10^6 coups.

Le cycle de mémoire d'un tel système est de l'ordre de 2 μ s.

b) Les registres d'adresses : la fonction principale des deux registres d'adresses est de transporter les informations parallèles provenant du convertisseur au site approprié du bloc mémoire. Le premier reçoit les bits 2^0 à 2^7 et le second les bits 2^8 à 2^{13} . Il est utilisé ici puisque on dispose d'une mémoire de 4 K ce qui amène à classer des impulsions dans des adresses supérieures à 2^7 (jusqu'à 2^{12}).

c) Les registres de données : ces registres permettent de stocker à l'adresse convenable un contenu maximum de 10^6 coups, nombre qui se présente en format B C D sous forme de mots de 21 bits acceptables par les registres de données puisque leur format maximum est de 24 bits.

2.2. - Les fonctions câblées

Elles comprennent essentiellement :

- les fonctions d'accumulation sur un quart, une moitié ou la totalité de la mémoire
- les fonctions de lecture et d'écriture qui peuvent s'effectuer dans les mêmes parties de celle-ci
- les fonctions de transfert d'une partie à une autre de la mémoire, quart par quart ou moitié par moitié,
- une échelle horizontale variant par plots de 64 à 4096
- une échelle de sensibilité verticale de 1 à 10^6 , variable par plots (1,2,5) x (1 à 10^6) et une échelle verticale logarithmique,
- un contrôle de visualisation isométrique ou en contour avec un réglage possible de la perspective angulaire et de l'amplitude verticale,
- un contrôle de l'origine permettant de placer, le cas échéant, l'adresse 0 au début de la région de lecture choisie, quelle que soit cette région.

Par ailleurs, la lecture peut se faire selon différents modes, sur la totalité des adresses, entre des limites choisies manuellement (canal de départ et canal d'arrêt), en data level, (dispositif permettant la sélection des canaux dont le contenu est supérieur à un seuil choisi manuellement) ou enfin sur le canal d'arrêt ce qui, nous allons le voir, peut-être intéressant en cas d'intégration.

Des opérations arithmétiques d'intégration et de multiplication sont également câblées et peuvent s'effectuer manuellement ou automatiquement.

L'intégration peut se faire en totalité dans le dernier canal (somme des canaux précédents limités ou non) ou en sous-total ce qui permet d'obtenir une courbe intégrale.

La multiplication peut se faire par un facteur allant de 0,001 à 9,999 affecté des signes + ou -. Au cours de cette opération le contenu de chaque adresse de la partie intéressée de la mémoire est multiplié par le facteur choisi manuellement, le résultat est alors transféré dans une autre partie de même capacité du bloc mémoire choisie elle aussi arbitrairement.

3. - Programmation du mode de fonctionnement

Le système que nous venons de décrire peut fonctionner manuellement ou automatiquement, soit en analyse d'amplitude soit en multi-échelle.

Dans le premier mode, on peut, avec un seul convertisseur, réaliser une analyse d'amplitude normale alors qu'avec deux convertisseurs, on peut réaliser simultanément deux analyses spectrométriques différentes utilisant chacune la moitié des adresses.

La fonction multi-échelle permet de prendre en compte simultanément deux entrées d'impulsion, avec un temps de comptage par canal variant de 1 μ s à 5 secondes et pouvant être également commandé par une horloge externe.

Dans le mode automatique les coups sont accumulés pendant un prétemps ou un pré-compte, la lecture et la visualisation se faisant automatiquement ainsi que le transfert et la remise à zéro. Cette opération peut-être soit unique soit répétée un nombre déterminé de fois.

Dans le fonctionnement simultané le système accumule et lit en même temps dans la totalité de la mémoire. On peut également accumuler dans une moitié de la mémoire pendant qu'on lit la seconde et inversement, ce qui permet de ne perdre aucune information pendant le temps de lecture.

4. - Entrée et sortie des données

Les informations peuvent accéder à la mémoire centrale soit par l'intermédiaire des convertisseurs, soit directement (à travers un interface) à partir d'un ruban perforé ou d'une bande magnétique incrémentale à sept ou à neuf pistes.

Les sorties possibles sont nombreuses :

- imprimante série
- imprimante parallèle (20 canaux par seconde)
- perforatrice rapide de ruban (20 canaux par seconde)
- enregistreur magnétique incrémental
- télétype, enregistreur, table traçante X Y, oscilloscope etc...

5. - Possibilités et limites du système en médecine nucléaire

A ce stade de l'étude du dispositif expérimental, nous pouvons constater que l'intérêt de l'utilisation d'une logique câblée pour la détection en médecine nucléaire réside dans le fait qu'elle permet de supplanter à l'image sub-

jective obtenue à la sortie d'un scanner ou d'une gamma caméra, une image numérique, objective et utilisable pour le traitement de l'information.

Nous allons envisager successivement les problèmes posés dans les deux modes d'utilisation que constituent les études statiques et les études dynamiques.

5.1. - Dans le cas des études statiques

Dans le cas des études statiques, le système utilisé permet d'obtenir simultanément une image subjective sur la gamma caméra et une image numérique sur l'analyseur.

L'utilisation d'une logique câblée permet tout d'abord d'améliorer la qualité de la visualisation de celle-ci :

- vue isométrique
- vue en contour
- perspective à angle variable
- définition d'un niveau inférieur (data level)
- courbes isodoses
- coupes et visualisation de certaines régions, entre des limites choisies.

Elle permet également de réaliser certaines opérations simples, intégration, multiplication par un facteur pré-déterminé, soustraction d'un nombre constant, soustraction ou addition d'images (utilisé par exemple en scintigraphie pancréatique) etc...

Elle donne enfin la possibilité d'obtenir les données sous une forme utilisable pour le calcul (ruban perforé, bande magnétique, connexion directe sur ordinateur) ce qui permettra de résoudre un certain nombre de problèmes que nous aborderons ultérieurement.

Les limites du système décrit résident par contre dans le manque de souplesse des logiques câblées. Il n'est pas possible en particulier de visualiser des zones pré-déterminées de forme quelconque, ni d'opérer sur ces mêmes zones des calculs simples (intégration par exemple).

La soustraction d'image ou la multiplication par un facteur constant nécessite d'autre part l'utilisation de la fonction transfert, ce qui limite à une moitié de la mémoire le format maximum de l'image, diminuant ainsi la définition de celle-ci.

D'autre part, une mémoire de 4 K permet une définition de l'image au maximum égale à 64 x 64, ce qui peut -être suffisant pour certains organes (poumons par exemple).

Enfin parmi les facteurs altérant la qualité des images, il en est qui ne peuvent être corrigés que par utilisation de calculateurs qui doivent être ajoutés à l'installation. Par ailleurs, d'un point de vue pratique, le panneau frontal d'un analyseur est somme toute assez complexe et peut poser quelques difficultés dans le fonctionnement en routine.

5.2. - Dans le fonctionnement selon le mode dynamique

Dans le fonctionnement selon le mode dynamique, on peut utiliser un programme automatique permettant, pour ne pas perdre d'information, de stocker sur une moitié de la mémoire pendant qu'on lit l'autre moitié de celle-ci.

Mais il faut pour cela que le temps d'accumulation soit supérieur au temps de lecture. Celui-ci sera essentiellement déterminé par le type de périphérique de sortie (un canal par seconde sur télétype, 20 canaux par seconde sur perforatrice rapide et 2000 à 3000 canaux par seconde sur un enregistreur magnétique) ce qui limite même dans ce dernier cas la rapidité de l'étude dynamique à un maximum d'une image par seconde à moins que l'on choisisse une définition inférieure à 2 K, ce qui n'est guère concevable.

On peut cependant réaliser des études cinétiques plus rapides si l'on s'intéresse uniquement au résultat global, en ne lisant que le canal final après intégration automatique des contenus de tous les canaux ayant servi à définir l'image.

Quoiqu'il en soit, si le détecteur est une gamma caméra, on sait que c'est l'électronique de celle-ci qui apporte alors une limitation, puisque pour une image de 4 K, si l'on veut avoir 5 images par seconde, on aura au maximum :

$$\frac{100\ 000}{4096} = 25 \text{ coups par canal par seconde}$$

soit tout au plus 5 coups significatifs par canal et par image, donnant une statistique déplorable.

Enfin il n'est pas possible avec ce système, contrairement à certains autres analyseurs digitaux de déterminer sur l'écran de contrôle la zone d'intérêt de forme quelconque que l'on veut traiter (par crayon lumineux par exemple).

III - L'ORDINATEUR

1. - Configuration générale du système

L'ordinateur dont nous disposons est un ordinateur PHILIPS P 880 dont les principales caractéristiques sont les suivantes (Fig. 8) :

1.1. - L'unité centrale

- L'unité centrale a une capacité de mémoire de 16 K mots de 16 bits.
- Son cycle de base est extrêmement rapide (640 nano-secondes).
- Un canal programmé permet la connexion avec un nombre maximum de 32 périphériques d'entrée ou de sortie.
- Un canal d'accès direct à la mémoire accepte un débit de 750 K mots par seconde.
- Une horloge interne et un jeu d'instructions de base comprenant des fonctions câblées de multiplication et de division complètent l'installation.

1.2. - Les périphériques d'entrées - sorties

Les périphériques d'entrées - sorties consistent en :

- Une télétype A S R 33 traitant à un rythme de 10 caractères par seconde des informations en code ASCII avec impression et perforation
- Un lecteur de ruban perforé 333 caractères/seconde
- Un perforateur de ruban de 75 caractères/seconde
- Un lecteur de cartes de 300 cartes/minute
- Une imprimante rapide 1000 lignes/minute.

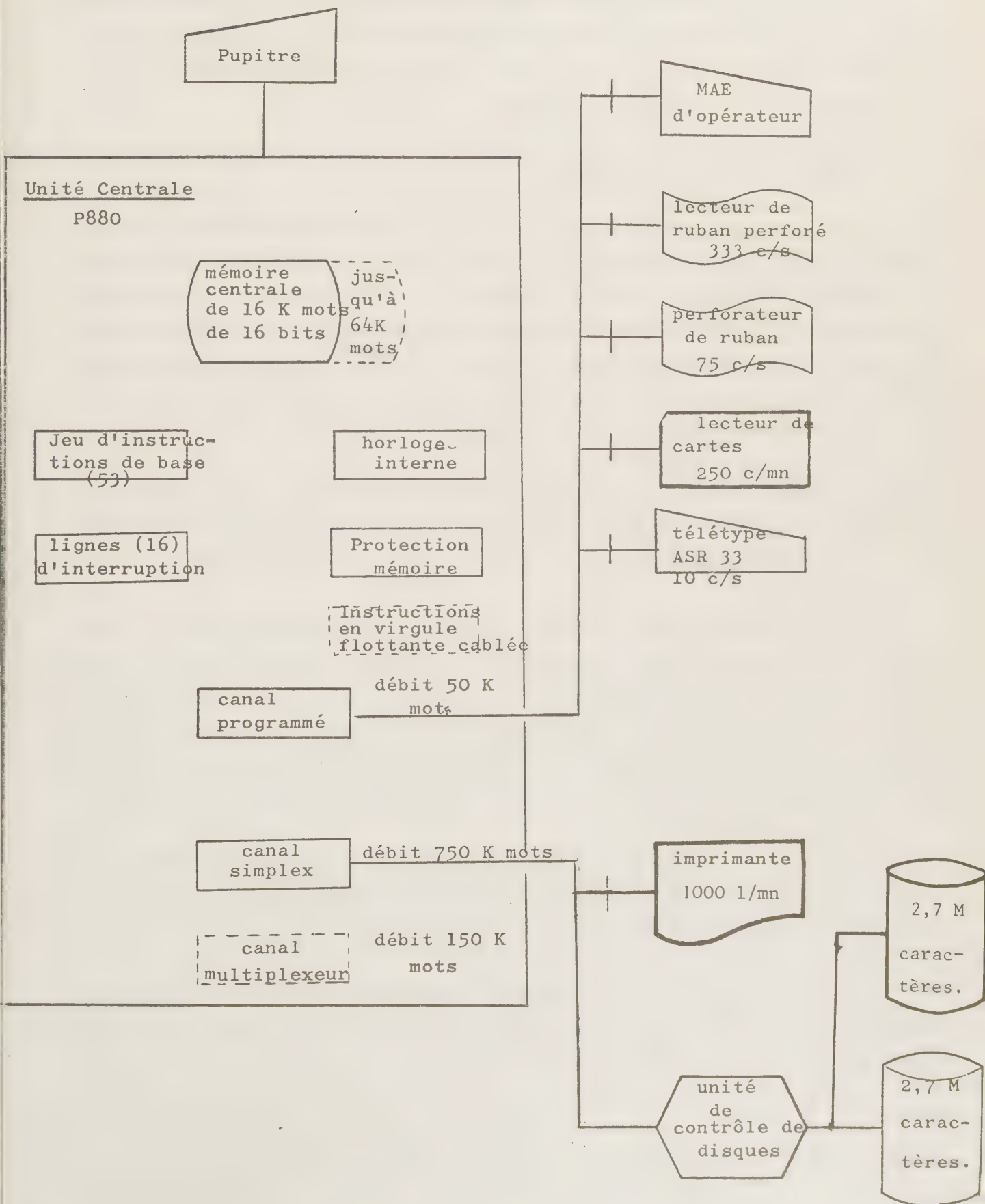
1.3. - Les mémoires auxiliaires

Les mémoires auxiliaires sont constituées par deux unités de disques de 2,7 millions d'octets.

De plus, cet ensemble présente de grandes possibilités d'extension soit de la mémoire centrale (jusqu'à 64 K mots) soit des périphériques (disques de 7,25 millions d'octets, dérouleurs de bandes magnétiques, tubes cathodiques, tables traçantes, etc...

Il peut servir de terminal lourd à un plus gros ordinateur (type P1000

FIG. 8 - CONFIGURATION DU P.880



IRIS 50 ou IRIS 80).

Il peut également admettre comme périphériques des petits ordinateurs de 4 K de mémoire type P 850.

Il est surtout adapté au calcul scientifique et au travail en temps réel, mais il peut également être utilisé pour des problèmes de gestion puisqu' en dehors de l'assembleur il accepte tous les langages de programmation classique FORTRAN, ALGOL, RUG (pour la gestion).

2. - Mode d'utilisation du système

Le but poursuivi pour les problèmes de médecine nucléaire étant de réaliser à terme une connexion en temps réel détecteur - ordinateur, nous n'avons pas voulu utiliser des solutions de transition mieux adaptées mais plus coûteuses que celle que nous avons décrite (bande magnétique incrémentale par exemple). Le support des données est un ruban perforé obtenu à la sortie d'une perforatrice rapide TALLY qui équipe l'analyseur multicanaux.

La sortie de cette perforatrice délivre un ruban perforé en code ASCII avec contrôle de parité. Or, l'ordinateur P 880 n'accepte qu'un code ASCII sans contrôle de parité. Nous avons donc dû réaliser un programme spécial de lecture du ruban perforé en assembleur pour entrer les données en ne tenant pas compte de ce contrôle de parité.

La sortie des données après traitement peut se faire soit sur imprimante soit sur ruban perforé. Là encore, la différence des codes utilisés a nécessité l'emploi d'un programme spécial d'écriture sur ruban perforé pour restaurer le contrôle de parité accepté par l'analyseur qui est nécessaire pour ré-introduire sur le scope de celui-ci l'image scintigraphique après traitement et permettre ainsi sa visualisation dans les mêmes conditions que l'image brute.

Tous les programmes utilisés sont stockés sur disque. Des matrices de données nécessaires pour certains traitements de routine peuvent l'être également, ceci dans le but de faciliter les opérations.

Nous travaillons actuellement en différé, c'est-à-dire que nous stockons les données sur l'analyseur puis nous les lisons sous forme d'un ruban perforé qui est ensuite injecté sur l'ordinateur.

Nous allons voir que le P 880 peut aussi fonctionner en temps réel et ainsi, être directement connecté au détecteur par l'intermédiaire ou non de l'analyseur.

3. - Possibilités et limites du fonctionnement en temps réel

Le fonctionnement en temps réel qui sera rendu possible par la connexion détecteur - ordinateur présente deux domaines d'intérêt essentiels.

3.1. - Dans les études statiques

Dans les études statiques, cette connexion permet un transfert rapide d'une image définie par 4 K canaux en s'affranchissant du support que constitue le ruban perforé, surtout caractérisé par une lenteur d'écriture (20 canaux par seconde), une lenteur de lecture (15 canaux par seconde) et qui de plus est encombrant et mal commode. L'utilisation d'un tel support nécessite par ailleurs de réécrire sur ruban perforé à la vitesse de 7 canaux par seconde l'image traitée, et de la relire à 20 canaux par seconde pour restituer cette image sur le scope de l'analyseur (l'image sur imprimante étant évidemment très déformée par le système d'impression et ne pouvant être visualisée avec les diverses modalités (contour, vue isométrique, data level ...) existant sur la logique câblée.

A titre d'exemple, nous pouvons montrer que pour une image de 4 K, le temps de manipulation des données, en dehors du temps de stockage et du temps de calcul en unité centrale peut se décomposer de la manière suivante :

- Perforation de l'image	$\frac{4096}{20}$	200 secondes
- Lecture du ruban	$\frac{4096}{15}$	250 secondes
- Perforation de l'image traitée		500 secondes
- Lecture de l'image traitée		200 secondes
		1150 secondes

soit près de 20 minutes,

Même en ne tenant pas compte du temps d'unité centrale, il faut ajouter à cela le temps d'installation des rubans sur les appareils de lecture. Nous pouvons donc considérer en moyenne qu'un temps de 30 minutes environ est nécessaire pour le traitement d'une image.

Ce temps de manipulation, rédhibitoire en routine, disparaît, comme nous allons le voir, en cas de fonctionnement en temps réel.

3.2. - Dans les études dynamiques

En cas de fonctionnement en temps réel, on peut envisager des études dynamiques avec un nombre d'images séquentielles prises en compte très supérieur à celui que l'on pourrait obtenir en différé par l'intermédiaire d'un enregistreur magnétique.

Pour cela, on utilisera comme support de l'enregistrement, une partie des disques existant dans cette configuration ce qui se traduit par une économie substantielle :

- pas besoin d'interface de contrôle et d'enregistreur magnétique à la sortie de l'analyseur
- pas besoin d'unité de contrôle et de dérouleur de bandes magnétiques à l'entrée de l'ordinateur
- pas de bandes magnétiques à manipuler.

Pour réaliser cette connexion en temps réel, on peut d'ailleurs utiliser la mémoire de l'analyseur comme mémoire tampon aussi bien à l'entrée qu'à la sortie des données.

Voyons le cas d'une étude dynamique réalisée avec des images séquentielles de 4 K. Le processus d'enregistrement d'une image élémentaire est le suivant.

La période minimale T d'enregistrement des images peut-être définie à partir du temps de transfert t_1 du contenu de la mémoire de l'analyseur à la mémoire centrale de l'ordinateur et du temps t_2 d'enregistrement sur disque du contenu de la mémoire centrale,

$$\text{soit : } T = t_1 + t_2$$

a) Transfert analyseur ordinateur

Le transfert s'effectue canal par canal sur des mots de 16 bits couvrant les 4 chiffres décimaux (B C D) de plus faible poids. Ceci est une limitation très légitime car elle suppose que le nombre de coups par canal n'excède pas 9999 ce qui est toujours réalisé pour les études dynamiques dont la rapidité nécessite le temps réel.

Le nombre de mots disponibles en mémoire centrale doit être égal au nombre de canaux définissant l'image sur l'analyseur (soit 4 K dans la configuration actuelle).

La durée de transfert d'une image élémentaire doit être la plus brève

possible, les circuits d'entrée (comptage) et de sortie (transfert) de l'analyseur étant les mêmes, il est évident que le temps de transfert est un temps mort pour la détection.

Le débit du canal simplex étant de 750 K mots/seconde soit

$$\approx \frac{1 \text{ seconde}}{750.000} \approx 1,3 \mu\text{s par mot}$$

il faudrait théoriquement :

$$4096 \times 1,3 \mu\text{s} \approx 5,5 \text{ ms}$$

pour transférer la totalité de l'image en mémoire centrale.

En admettant une durée pratique de transfert un peu plus grande, on peut envisager que le temps t_1 de transfert est de l'ordre de 10 ms.

Le temps mort ainsi obtenu pour une cadence de 3 images par seconde est alors de :

$$\frac{10 \text{ ms}}{330 \text{ ms}} = 3 \%$$

et pour une cadence de 1 image par seconde de :

$$\frac{10 \text{ ms}}{1000 \text{ ms}} = 1 \%$$

b) Enregistrement sur disque

En cas d'utilisation d'un disque de 2,7 millions d'octets, l'unité ainsi définie comporte 200 cylindres de deux pistes et chaque piste contient environ 3 200 mots. La durée d'une révolution étant de 75 ms, les 4 K mots d'une image élémentaire seront donc répartis sur les deux pistes d'un même cylindre à raison de 2 K mots par piste.

Ainsi, la cadence de l'enregistrement pourra être définie à partir du temps d'accès :

- déplacement du bras d'un cylindre au cylindre suivant 40 ms
- temps d'accès rotationnel 75 ms.

et du temps de transfert (1 tour par piste soit 2 tours = 150 ms) ce qui donne :

$$t_2 < 265 \text{ ms.}$$

La période minimale d'enregistrement T sera donc égale à :

$$T = 10 + 265 = 275 \text{ ms}$$

soit une cadence pratique maximum autorisée de :

- 3 images de 4 K (64 x 64) par seconde
- 12 images de 1 K (32 x 32) par seconde

L'utilisation d'un disque de 7,25 millions d'octets au lieu d'un disque de 2,7 millions d'octets permettrait de diminuer les temps d'accès et de transfert sur le disque et de rendre ainsi possible une cadence de :

- 5 images de 4 K (64 x 64) par seconde
- 20 images de 1 K (32 x 32) par seconde

L'extension possible de la mémoire centrale et le large éventail des périphériques de stockage permettent d'ailleurs de pouvoir toujours trouver le mode d'entrée ou de sortie des données le plus adapté, ce qui, dans le cas d'une configuration de 64 K permet de fonctionner en multi-traitement et de gérer ainsi, en temps réel, les informations provenant de plusieurs appareils connectés (plusieurs gamma caméra par exemple).

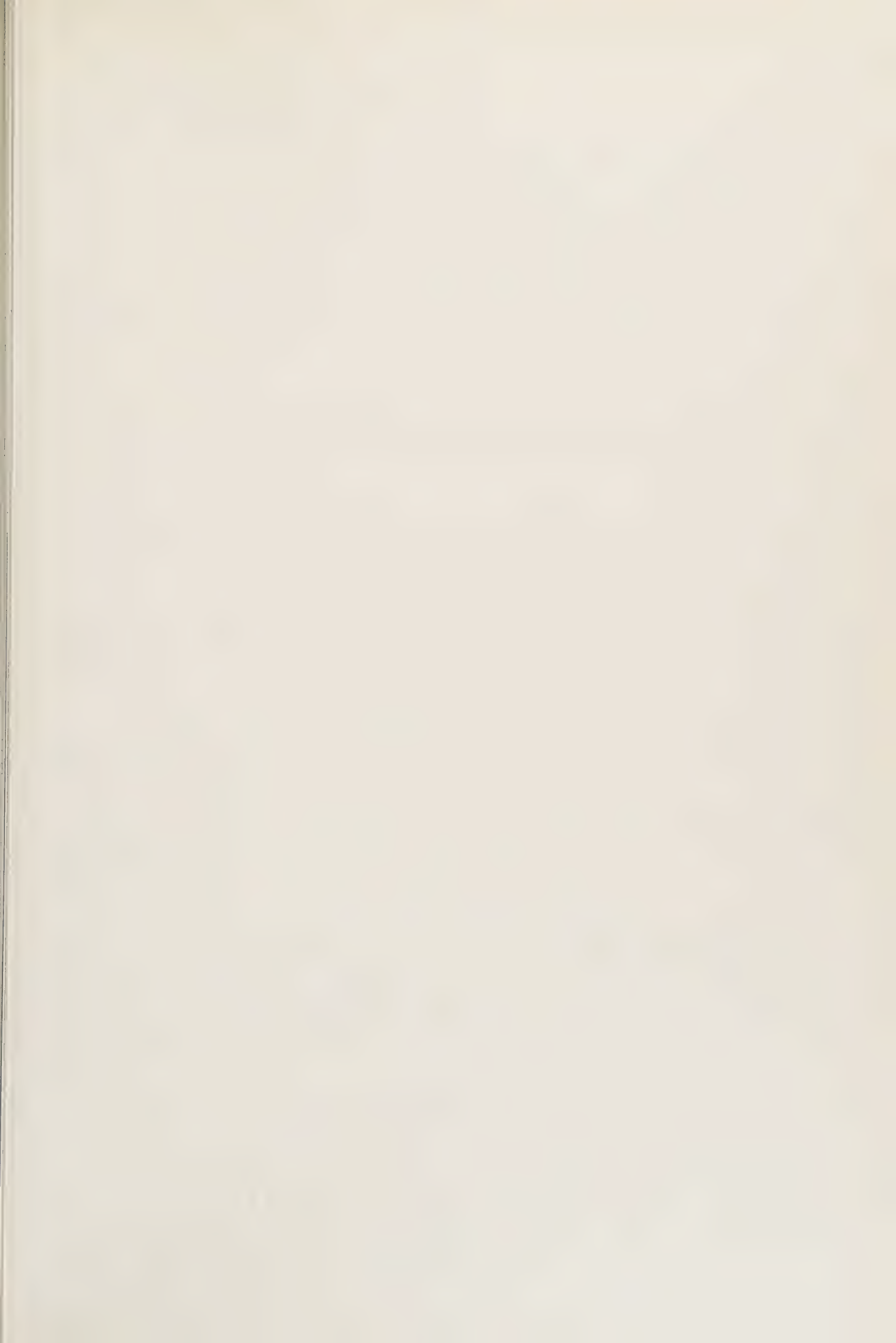
4. - Les langages de programmation

Les langages de programmation principalement utilisés dans notre application sont le langage d'assemblage du P 880 et le FORTRAN.

Le langage d'assemblage est en effet surtout utile pour les programmes d'entrée et de sortie des données lorsque celles-ci ne sont pas sous une forme standard, c'est-à-dire selon un code directement compatible à l'ordinateur.

Il permet d'ailleurs d'utiliser une partie plus faible de la mémoire pour un programme donné, et de réaliser plus facilement des programmes conversationnels à l'aide de la télétype A S R 33 ce qui est un avantage non négligeable pour les problèmes de médecine nucléaire. Par contre, il est spécifique de la machine et sa programmation est délicate.

Le FORTRAN, au contraire, comme tout langage évolué, permet l'utilisation de toutes les fonctions mathématiques usuelles et apparaît donc comme un langage idéal pour le calcul scientifique.



CHAPITRE II

ETUDE EXPERIMENTAL DU SYSTEME DETECTEUR

1. - Le réglage de la gamma caméra

Son fonctionnement repose sur un dispositif spectrométrique monocanal équipé d'une fenêtre de largeur variable, le déplacement du spectre par rapport au milieu de la fenêtre qui est fixe pouvant se faire en modifiant le gain.

Chaque photomultiplicateur va donner une impulsion Z élémentaire qui va entrer dans un circuit de sommation et participer ainsi à la constitution du Z total sur lequel se fait le choix spectrométrique.

Ainsi, en fonction de ses caractéristiques propres et de sa position par rapport au cristal, chacun des photomultiplicateurs va donner, d'une source homogène constante, des réponses différentes.

Or, le but recherché est d'avoir la réponse du détecteur la meilleure possible. Un examen superficiel de ce problème semblerait montrer que celle-ci est obtenue lorsque chaque photomultiplicateur donne une réponse numériquement identique lorsqu'on dispose en face de lui une source scellée ponctuelle d'activité constante.

1.1. - Une première méthode à proscrire

Partant de ces hypothèses, on pourrait donc proposer une méthode de réglage dans laquelle on ferait varier la haute tension de chaque photomultiplicateur de manière à obtenir une réponse constante face à une activité constante, mesurée en coup par minute sur l'ictomètre.

Ce réglage doit se faire de manière itérative, la réponse de chaque photomultiplicateur étant conditionnée bien entendu par la haute tension de celui-ci mais aussi par le réglage des photomultiplicateurs voisins.

En fait, si l'on dispose d'un analyseur multi-canaux, on peut montrer facilement que pour avoir l'égalité des réponses obtenues avec une source ponctuelle placée successivement en face de chaque photomultiplicateur, les pics d'absorption totale doivent être plus ou moins décalés par rapport à la fenêtre, ce qui, lors d'une détection sur un organe épais, entraîne des conséquences graves.

En effet, lorsqu'on utilise une source ponctuelle dans l'air sans auto-absorption et sans diffusion, le pic d'absorption totale obtenu se détache bien du diffusé Compton. Au contraire, plus l'absorption et la diffusion augmentent, plus la partie du spectre correspondant au rayonnement diffusé devient grande par rapport à ce pic.

Dans ces conditions, ce type de réglage qui semble donner une réponse constante avec une source ponctuelle dans l'air donnera des réponses extrêmement variables suivant l'importance des phénomènes d'absorption et de diffusion avec une source épaisse.

Par ailleurs, ce réglage ne tenant pas compte de l'allure du spectre ne peut donc être valable que pour un isotope bien déterminé. Changer d'isotope nécessiterait un nouveau réglage complet, ce qui est contre-indiqué pour les expérimentations de routine.

Cette méthode n'est donc pas à retenir.

1.2. - Une deuxième méthode de réglage

Une méthode beaucoup plus satisfaisante pour un utilisateur ne possédant pas d'ensemble de traitement des données (analyseur ou ordinateur) consiste à modifier la haute tension de chaque photomultiplicateur, de manière à obtenir sur l'ictomètre la réponse maximale lorsque la source test est placée en face de celui-ci. En effet, lorsque le comptage maximum est obtenu pour une largeur de fenêtre suffisamment petite, on peut considérer que l'on est au sommet du pic d'absorption totale.

Là encore, le réglage doit se faire par méthode itérative, les photomultiplicateurs voisins interagissant dans le réglage de chaque photomultiplicateur par le circuit de sommation Z total.

L'inconvénient de cette méthode, outre le fait que le réglage se fait en aveugle, c'est-à-dire sans visualisation du spectre {puisque tracer les courbes $Z = f(H, T)$ pour chacun des photomultiplicateurs serait beaucoup trop long compte tenu des interactions} est que les réponses à une source d'activité constante seront sensiblement différentes pour les raisons signalées ci-dessus.

On accepte donc le fait qu'une source homogène donnera une réponse hétérogène avec, schématiquement, une surestimation au centre et à la périphérie et une sous-estimation sur la couronne intermédiaire.

Par contre, le réglage étant effectué sur le pic, il restera valable et fiable quelles que soient l'absorption et la diffusion au sein d'un organe épais.

D'autre part, un changement d'isotope ne nécessitera pas de modification des réglages de la haute tension de chaque photomultiplicateur : il suffira de modifier le gain général du Z total pour amener le nouveau pic dans la fenêtre fixe centrée sur deux volts.

La conséquence est que l'image d'un organe sera altérée par l'hétérogénéité de champ, mais de façon constante, alors que la méthode précédente pouvait faire croire à une pseudo-homogénéité pour des sources minces et qui se serait traduit, pour des sources épaisses, par des altérations incontrôlables et même insoupçonnées des images scintigraphiques.

Il faut donc, pour lutter contre cette hétérogénéité, procéder par calcul à une correction de champ, comme nous le verrons ultérieurement, ou, si l'on ne dispose pas d'un ordinateur, fabriquer des disques d'absorption dont l'épaisseur dans chaque région variera de façon inverse de la réponse du détecteur, procédé simple parfaitement réalisable.

1.3. - Une troisième méthode de réglage

La méthode que nous proposons consiste à utiliser un dispositif d'analyse d'amplitude (ici un analyseur multicanaux).

En effet, on pourra, grâce à ce système, visualiser le spectre en cours de réglage et s'assurer d'une manière rapide et irréfutable de la qualité de celui-ci.

Le problème en effet, est de proposer une méthode de réglage parfaite et rapide, car il est nécessaire, compte tenu des dérives des pics, de procéder en routine à un réglage quotidien de la gamma caméra.

Les impulsions dont nous disposons sont les suivantes :

- impulsions Z total
- impulsions normalisées à 2 volts $\pm x \%$ (x étant la largeur de la fenêtre)
- impulsions Z à la sortie de chaque photomultiplicateur.

L'envoi sur un circuit d'anti-coïncidence des impulsions Z total d'une part et des impulsions acceptées dans la fenêtre d'autre part, permet une localisation précise des limites de celle-ci et leur repérage sur l'analyseur.

Une fois la fenêtre parfaitement visualisée par une surbrillance entre les limites, le retour au comptage normal sur le Z total permet de voir apparaître sur le spectre la localisation exacte de celle-ci.

On voit alors se déplacer le spectre par rapport à cette fenêtre fixe, lorsqu'on modifie :

- le gain de l'amplificateur Z total
- la haute tension des différents photomultiplicateurs.

On peut donc s'assurer du centrage parfait de la fenêtre sur le pic d'absorption totale par une simple visualisation (la largeur de la fenêtre est choisie égale à la largeur à mi-hauteur du pic) infiniment plus commode que l'examen de l'ictomètre dont la précision est douteuse (Fig. 9,10,11).

On procède alors au réglage de la façon suivante.

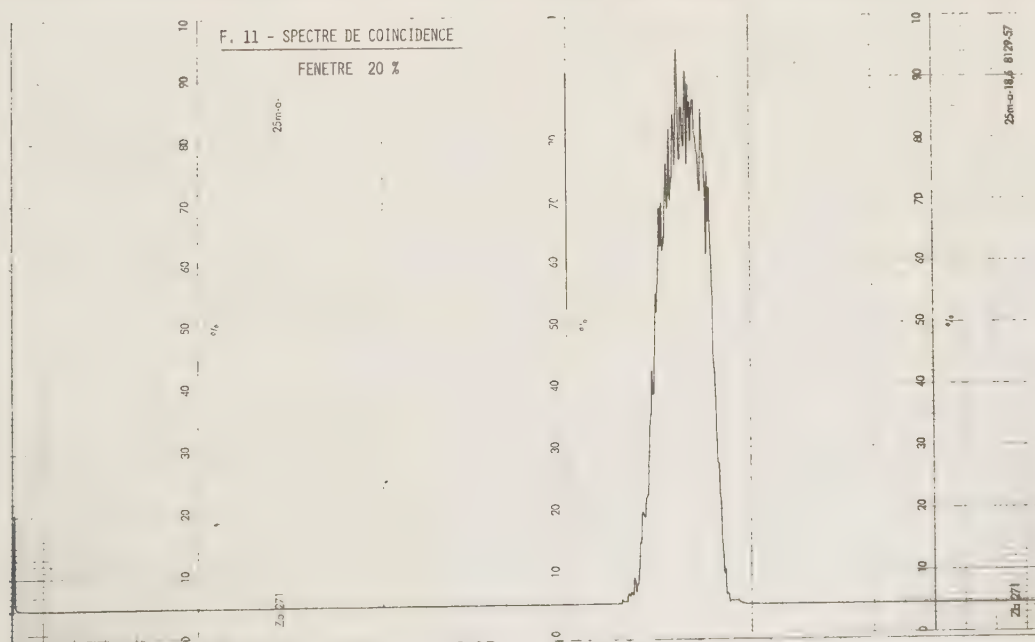
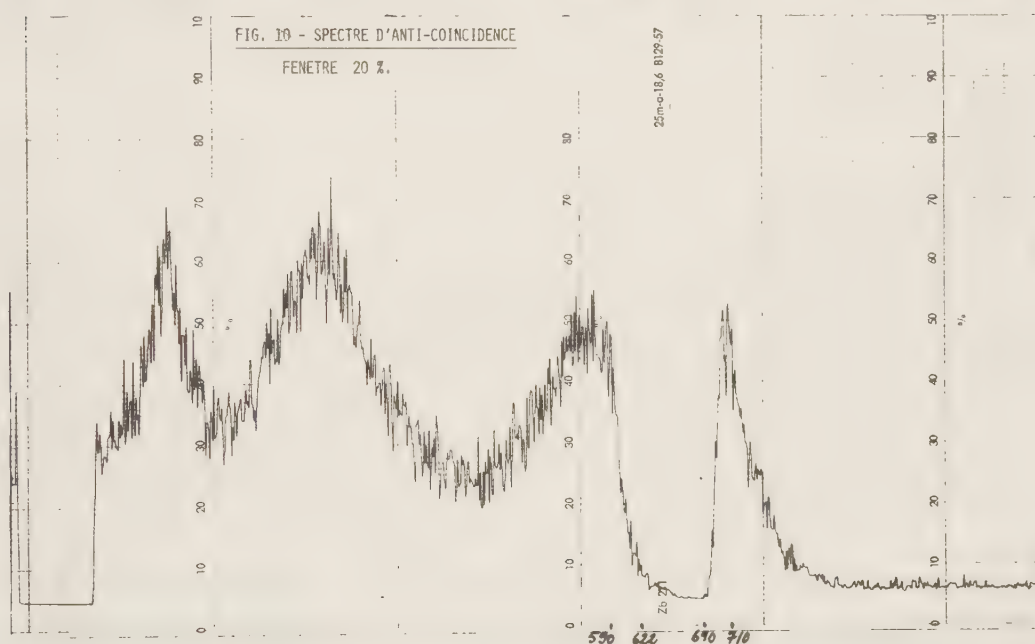
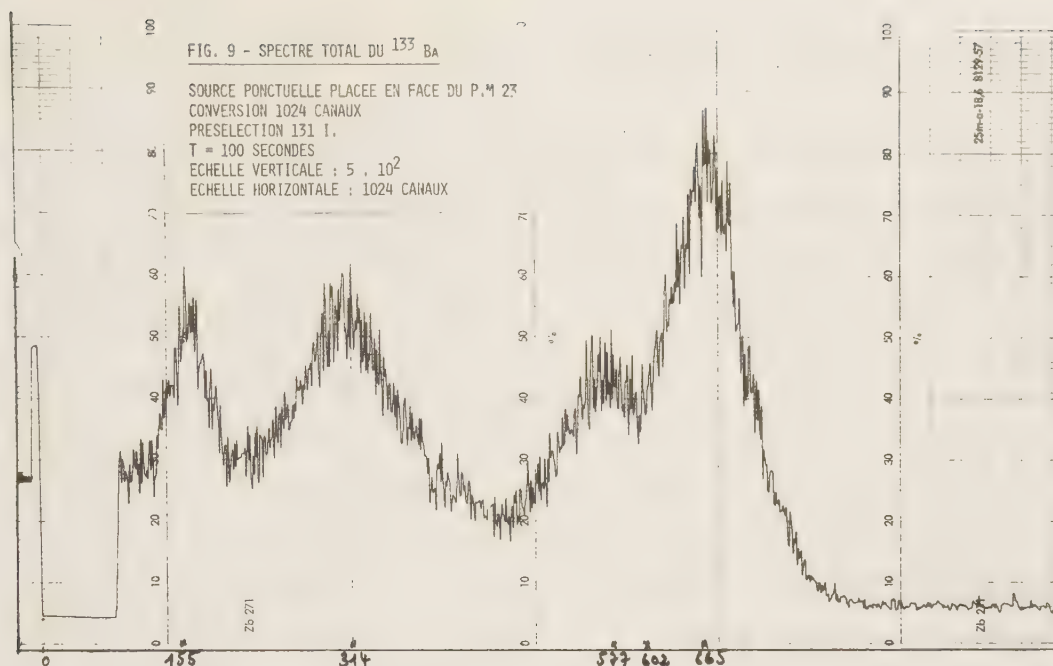
La source test est placée en face du photomultiplicateur central, la haute tension de ce dernier est ajustée de manière à centrer le pic sur la fenêtre puis la source test est déplacée successivement devant chaque photomultiplicateur : on règle alors la haute tension de ceux-ci de manière à ce que le pic d'absorption totale reste toujours centré sur la fenêtre.

Après réglage des 23 photomultiplicateurs, il est nécessaire de recommencer plusieurs fois le déplacement de la source test, de manière à réaliser un réglage plus fin.

Une fois la gamma caméra parfaitement réglée pour un isotope il suffit, pour un autre isotope, de modifier le gain Z total sans changer le réglage des différentes hautes tensions des photomultiplicateurs.

Dans cette méthode, on retombe sur le problème précédent, à savoir l'hétérogénéité de la réponse à une source homogène. Ses avantages résident donc essentiellement dans la facilité et la fiabilité du contrôle de réglage.

Elle nécessite par contre, pour s'affranchir de cette hétérogénéisation une correction mathématique de l'image.



1.4. - Autres méthodes de réglage

D'autres méthodes de réglage peuvent être envisagées. Outre les méthodes consistant à déterminer de façon précise le gain de chaque photomultiplicateur et à régler la gamma caméra non pas sur les impulsions du Z total mais sur les impulsions de sortie de chaque photomultiplicateur, ce qui présente un intérêt plus théorique que pratique, on a proposé des méthodes de réglage cherchant à respecter l'homogénéité par déplacement du réglage des pics en fonction de la position du photomultiplicateur par rapport au centre du cristal.

Ainsi, par exemple, on peut lutter contre l'effet de bord correspondant à une surestimation de la réponse à la périphérie, en décalant le pic sur les photomultiplicateurs de la couronne externe de manière identique pour chacun d'eux (Fig. 12, 13, 14, 15, 16).

Mais il ne convient pas de s'appesantir sur cette méthode qui, si elle a le mérite d'être plus contrôlable, répond aux mêmes critiques que la première méthode envisagée.

1.5. - Conclusions

Pour conclure, il nous paraît important de ne pas demander au réglage de la gamma caméra de compenser les hétérogénéités de champ inévitables dans ce type de détecteur. La fiabilité de la réponse demeure liée au fait que le réglage doit être effectué sur la seule grandeur physique immuable quelle que soit l'importance de l'organe à étudier : l'énergie des γ émis par les isotopes choisis.

C'est au traitement de l'information que revient la charge de rectifier cette hétérogénéité gênante, la solution des disques d'absorption variable restant une solution simple mais précaire.

Enfin, la gamma caméra comme tout dispositif comportant des circuits électroniques complexes est susceptible de dériver au cours du temps, ne serait-ce qu'en raison des variations du secteur et de la température.

Nous conseillons donc de la laisser en fonctionnement de façon permanente, ce qui diminue dans une large mesure les risques d'instabilité de haute tension, un équilibre thermique est par ailleurs obtenu et les circuits électroniques deviennent plus stables.

Quoiqu'il en soit, il faut considérer en routine qu'il est impérieux de contrôler chaque matin le réglage de la gamma caméra sur une source test selon la méthode que nous avons proposée et de vérifier pour les autres isotopes qui seront utilisés dans la journée le réglage du gain de l'amplificateur de sommation des Z.

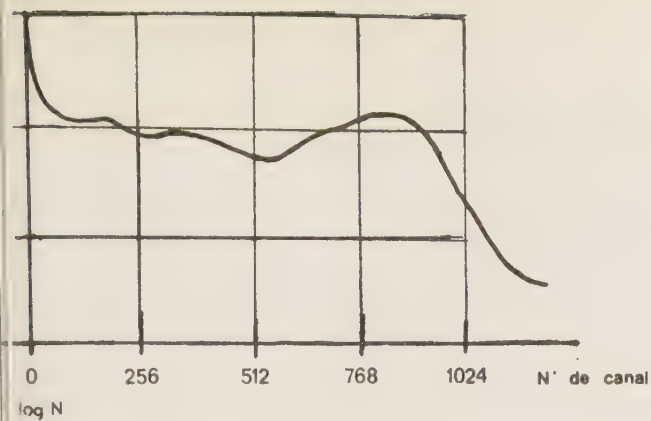


FIG. 12 - Réponse du P.M. 2 à une source ponctuelle de ^{133}Ba placée face à celui-ci (couronne extérieure)

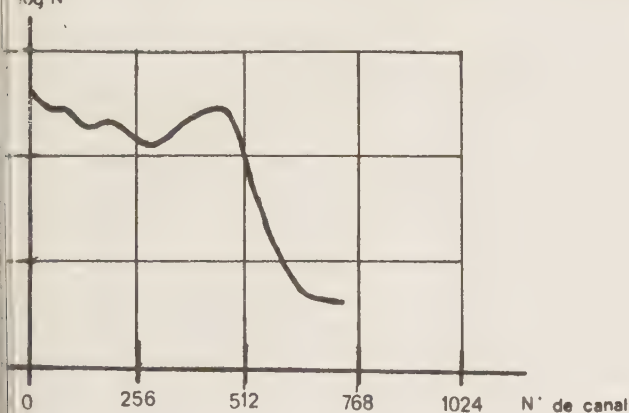


FIG. 13 - Réponse du P.M. 22 à une source ponctuelle de ^{133}Ba placée face à celui-ci (couronne intermédiaire)

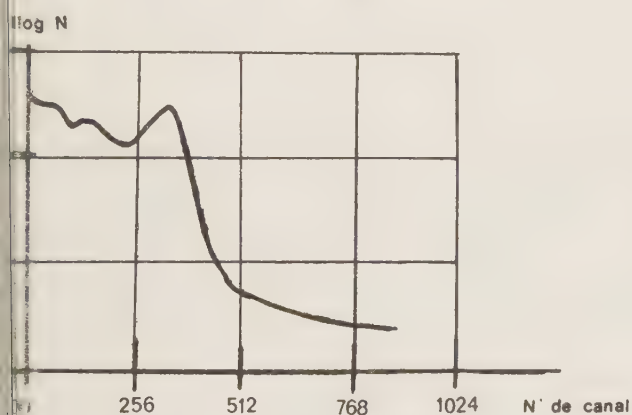


FIG. 14 - Réponse du P.M. 23 à une source ponctuelle de ^{133}Ba placée face à celui-ci (P.M. central)

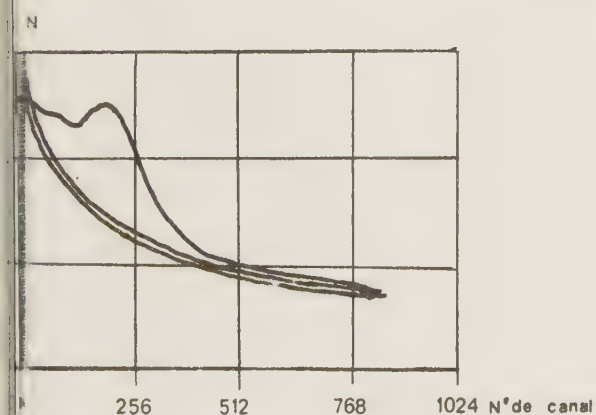


FIG. 15 - Réponse des P.M. 21, 23, 17 à une source ponctuelle de ^{133}Ba placée face au P.M. 14

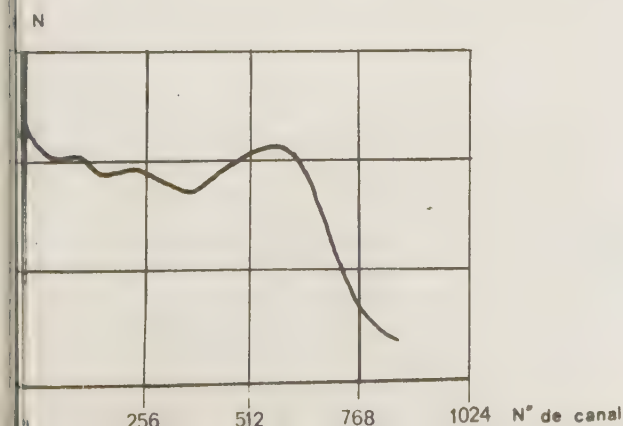


FIG. 16 - Réponse du P.M. 14 à une source ponctuelle de ^{133}Ba placée face à celui-ci.

2. - Etude de la réponse spatiale à une source ponctuelle

La gamma caméra doit être utilisée pour détecter la radioactivité présente dans un organe parfois épais, donc absorbant et diffusant ; la variation de différents paramètres (géométrie, absorption, diffusion) peut donc perturber considérablement la réponse du détecteur à une source active.

Il nous est apparu nécessaire de déterminer ces altérations et de réaliser une étude complète de la réponse spatiale XYZ du détecteur à une source ponctuelle d'activité constante.

2.1. - Conditions d'expérimentation

Pour réaliser cette étude nous avons délimité l'espace de détection par un parallélépipède de dimensions :

$$X = 30 \text{ cm}$$

$$Y = 30 \text{ cm}$$

$$Z = 21 \text{ cm}$$

Ces dimensions correspondent bien au champ de détection de la gamma caméra et débordent le cristal d'une distance suffisante. De plus, la profondeur de 21 cm correspond largement à une limite de détection car en effet, pour une distance supérieure l'auto-absorption serait trop importante et il ne faut pas oublier que si l'organe à détecter se trouvait à une distance supérieure du détecteur, on disposerait celui-ci dans une orientation différente : (détection dorsale et non pas ventrale pour le rein par exemple).

Ce volume de détection a été défini par 5.600 positions délimitant chacune un volume élémentaire de l'ordre de 4 cm^3 ($1,5 \text{ cm} \times 1,5 \text{ cm} \times 1,7 \text{ cm}$). Au centre de chacun de ces volumes élémentaires a été successivement disposée une source "ponctuelle" de 100 μCi de Ba 133, émetteur gamma de 360 keV dont la période de 12 ans permettait de considérer l'activité comme constante au cours de l'expérience. Chaque position a fait l'objet d'une détection de 40 secondes dans les cas suivants :

a) Collimateur cylindrique multitrous (650 trous)

- détection dans l'air

- détection dans l'eau

Dans ce dernier cas, le détecteur était alors positionné face à un bac d'eau de dimension très supérieure au volume de détection ($60 \times 60 \times 25 \text{ cm}$) pour pouvoir considérer le volume diffusant comme infini par rapport au volume de détection.

b) Collimateur pin hole (70°) orifice 5 mm

- détection dans l'air
- détection dans l'eau selon les mêmes modalités.

Au total nous avons donc fait :

$$5\ 600 \times 4 = 22\ 400 \text{ mesures de } 40 \text{ secondes.}$$

Après chaque mesure, la source ponctuelle a été déplacée d'une position élémentaire à la position suivante. Nous verrons, au cours de l'examen des résultats, qu'il était important de réaliser la détection aussi bien dans l'air que dans l'eau pour préciser l'importance des différents paramètres altérant la réponse spatiale.

2.2. - Réponse spatiale X Y Z pour le collimateur cylindrique

2.2.1. - Dans l'air

Selon le protocole expérimental précédemment décrit, nous avons procédé à l'étude de la réponse spatiale dans l'air. Les résultats des différents comptages, après soustraction du bruit de fond, ont été lissés plan par plan (méthode de lissage en 9 points avec coefficients de pondération 4, 2 et 1) pour éliminer les fluctuations statistiques engendrées par un comptage relativement bref.

Après ce lissage, une normalisation a été faite pour obtenir chaque résultat sous forme d'un pourcentage de la valeur maximum obtenue. Les résultats ont été groupés par classe de 10 % en 10 % et symbolisés sur les feuilles de résultats par un nombre allant de 0 à 9. (Exemple : 5 signifie un nombre de coups après soustraction du bruit de fond et lissage compris entre 50 % et 59,99 % de l'activité maximum détectée.

Les résultats ont été obtenus sous différentes formes :

- a) Courbe $A = f(Z)$ pour un couple XY donné
- b) Matrices $A = f(X, Y)$ pour un plan Z donné
- c) Matrices $A = f(X, Z)$ pour un plan Y donné

2.2.2. - Dans l'eau

Nous avons procédé aux mêmes mesures et les résultats ont fait l'objet des mêmes traitements et ont été obtenus sous la même forme.

2.3. - Etude de la réponse spatiale avec le collimateur pin hole

Nous avons réalisé la même étude (dans l'air et dans l'eau) avec un collimateur pin hole dont nous avons déjà précisé les caractéristiques.

2.3.1. - Dans l'air

Dans l'air la variation du facteur géométrie est sensiblement différente de celle obtenue dans le cas du collimateur cylindrique. Il n'y a plus en effet de septas limitant le champ détecté et seul compte l'angle solide limité au sommet par la source et à la base par l'orifice circulaire de 5mm du pin hole.

En l'absence de phénomènes d'absorption et de diffusion, les points d'iso-comptage doivent donc être idéalement situés sur des calottes sphériques s'appuyant sur l'orifice du pin hole (volume engendré par les arcs capables successifs).

C'est ce que nous avons observé expérimentalement.

Les variations de comptage obtenues sont beaucoup plus rapides que celles observées avec le collimateur cylindrique : la chute entraînée par l'éloignement de la source n'étant plus compensée par une augmentation de la surface de détection vue par celle-ci. C'est la raison pour laquelle :

- les courbes $A = f(Z)$
- les plans $A = f(XY)$ pour Z donné
- les plans $A = f(XZ)$ pour Y donné

ont été représentés par des valeurs codées de 0 à 9 représentant les variations en pourcentage des valeurs exprimées en logarithmes de l'activité mesurée.

2.3.2. - Dans l'eau

Comme nous l'avons décrit précédemment, les facteurs absorption et diffusion viennent s'ajouter au facteur géométrie pour participer à l'altération de la détection et suivent les mêmes lois. Les enveloppes d'iso-comptage ne sont plus évidemment des sphères mais des surfaces de révolution aplaties par rapport à celles obtenues dans l'air.

Par ailleurs, le taux de comptage tombe brutalement à une valeur égale au bruit de fond dès que la source quitte le volume de détection, une légère différence apparaît dans ce cas entre l'air et l'eau mais elle s'explique par l'existence des photons diffusés. (Fig. 21, 22).

2.3.3. - Interprétation des résultats

L'étude des courbes $A = f(Z)$ dans l'air présente un grand intérêt. On remarque en effet que pour un couple X Y donné l'activité, importante pour le plan $Z = 0$, commence par décroître pour passer par un minimum (vers $Z = 4,5$ cm) et augmente à nouveau pour atteindre un plateau vers $Z = 9$ cm qui se prolonge sur 6 cm environ avant de décroître lentement.

L'explication de ce phénomène est simple ; pour un rayonnement de 360 keV, l'absorption dans l'air et la diffusion peuvent largement être considérées comme nulles : seule la géométrie de détection est susceptible de varier.

Lorsqu'on s'éloigne sur l'axe des Z à partir de $Z = 0$, la source ponctuelle est vue par un seul trou du collimateur, l'épaisseur des septas étant suffisante pour absorber les radiations émises dans des directions obliques.

La décroissance du comptage s'explique alors par une diminution de l'angle solide de détection au fur et à mesure de l'éloignement.

A partir d'une distance de 6 cm environ, la source commence à être vue par les proches voisins du trou considéré. Pour ce trou, l'angle solide continue bien à décroître en fonction de l'éloignement, mais l'angle solide de détection par les orifices voisins de la première couronne contre-balance cet effet, l'angle solide total de détection augmente, ce qui se traduit par une augmentation du taux de comptage.

On arrive alors à une distance de 9 cm environ à partir de laquelle la diminution de la détection dans le trou central due à l'éloignement est à peu près intégralement contre-balancée par l'augmentation de l'angle solide de détection dans les trous voisins : un plateau est ainsi obtenu.

Puis, lorsque la valeur de Z devient supérieure à 17 cm, l'activité finit par décroître lentement du fait d'une diminution générale de l'angle de détection.

L'étude de ces courbes permet comme nous le verrons par la suite, de préciser l'importance du facteur géométrie en chaque point puisqu'ici tous les autres paramètres peuvent être considérés comme négligeables.

Dans l'eau, au contraire, les courbes $A = f(Z)$ pour un même couple XY donné présentent une allure totalement différente et sont constamment décroissantes.

Au facteur géométrie précédemment décrit s'ajoutent en effet l'absorption et la diffusion qui altèrent considérablement la réponse du système détecteur.

Un léger changement de pente apparaît bien sur la courbe au point $Z = 4$ cm, c'est-à-dire au point où la première couronne est concernée par la dé-

tection, mais l'augmentation de la géométrie n'arrive pas à compenser la chute due à l'absorption.

Le couple de courbes $A = f(Z)$ dans l'air et $A = f(Z)$ dans l'eau pour un axe X, Y donné permet de préciser l'importance des trois paramètres fondamentaux susceptibles de modifier la réponse spatiale de la gamma caméra,

- géométrie
- absorption
- diffusion.

En effet, la réponse dans l'air permet de déterminer la loi de variation géométrique (Fig. 17, 18),

$$A_1 = f(g) = A_0 g$$

La réponse dans l'eau dépend des trois paramètres (Fig. 19, 20).

$$A_2 = f(g, a, d) = A_0 g \cdot \exp^{-\mu Z} \cdot d$$

De celà, on tire facilement :

- la loi géométrique

$$g = \frac{A_1}{A_0} = f_1(Z)$$

- la loi d'absorption

$$a = \exp^{-\mu Z} = f_2(Z)$$

μ étant le coefficient linéaire d'absorption de l'eau = $0,110 \text{ cm}^{-1}$

- la loi de diffusion

$$d = \frac{A_2}{A_0 g \cdot \exp^{-\mu Z}} = \frac{A_2 \cdot A_0}{A_0 \cdot A_1 \cdot \exp^{-\mu Z}}$$

$$d = \frac{A_2}{A_1} \cdot \exp^{\mu Z} = f_3(Z)$$

Pour chaque valeur de Z : A_1 , A_2 , A_0 , μ étant connus, on peut déterminer la valeur de chaque paramètre. Un point quelconque de l'espace est donc défini par 6 paramètres : X, Y, Z, g, a, d.

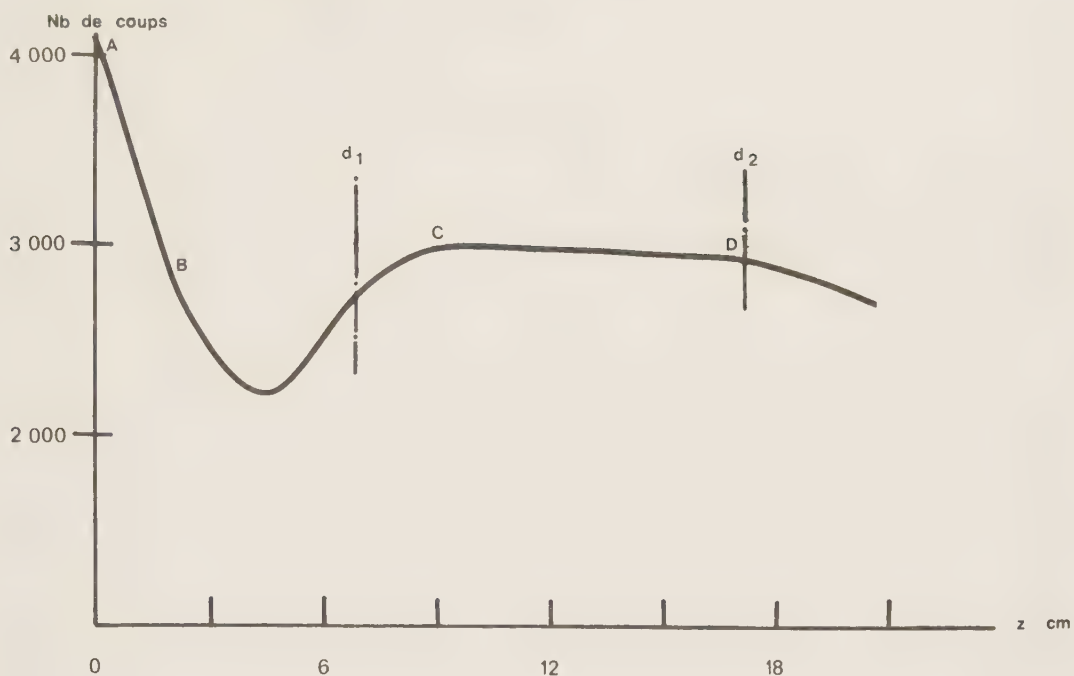
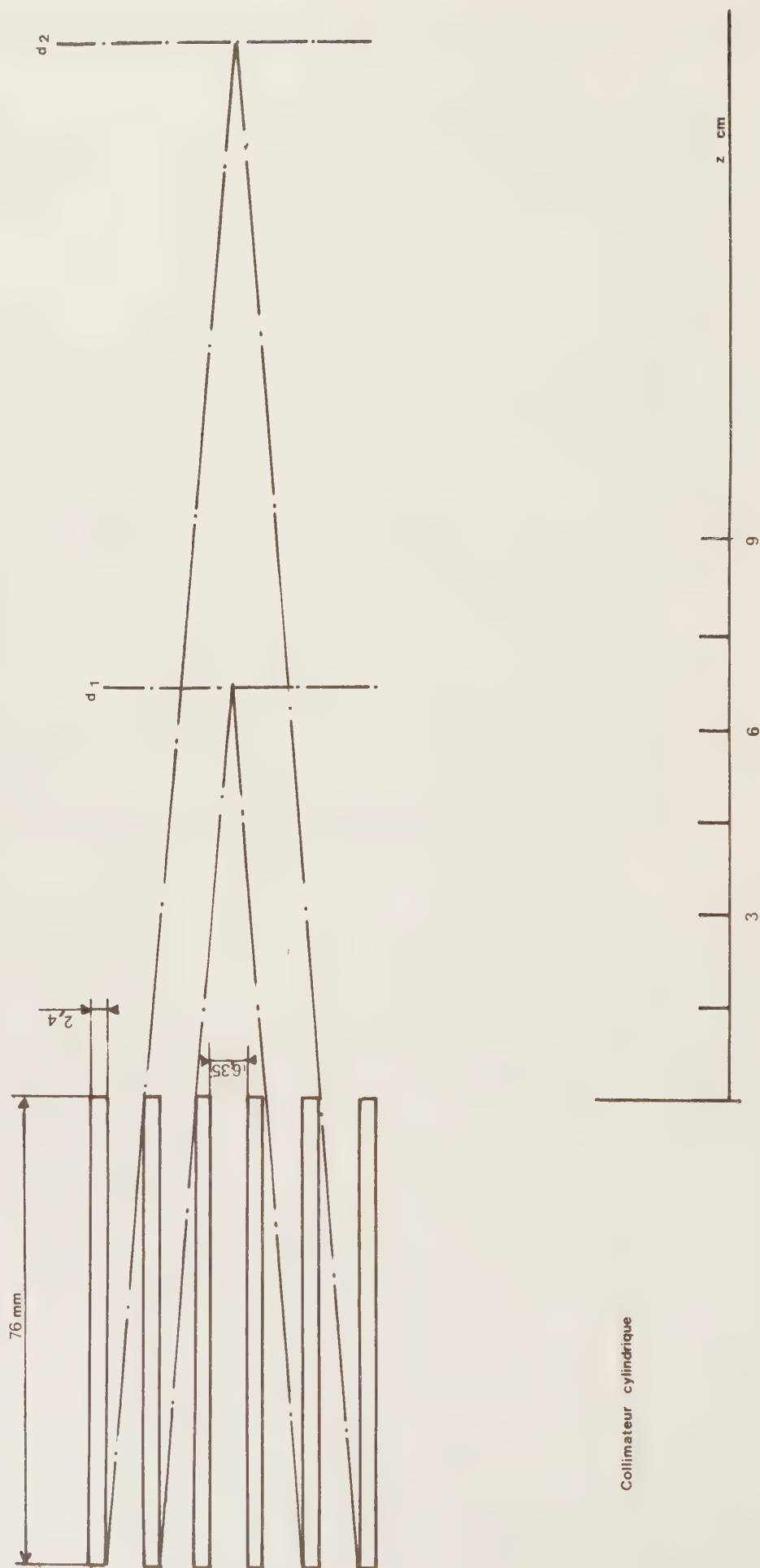


Fig. 17

- Collimateur cylindrique

Réponse du système détecteur à une source ponctuelle de ^{133}Ba dans l'air en fonction de la distance source-collimateur
 Pour $x = 10$ $y = 11$ (centre du détecteur)

FIG. 18 - Variation de l'angle solide de détection d'une source ponctuelle de ^{133}Ba en fonction de la distance source-collimateur cylindrique.



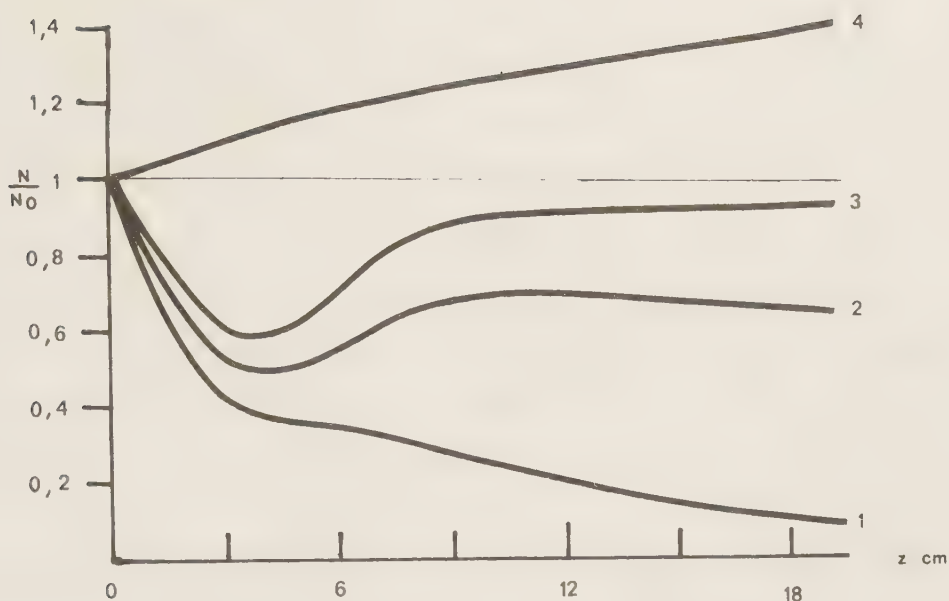


FIG. 19 - Collimateur cylindrique $x = 10$ $y = 11$
Réponse à une source ponctuelle de ^{133}Ba

1. dans l'eau $N_2/N_0 = f_2(Z)$ eau
2. dans l'air $N_1/N_0 = f_1(Z)$ air
3. $N/N_0 = f(Z)$ eau $e^{\mu Z}$
4. $N_2/N_1 e^{\mu Z} = f_3(Z) = d$

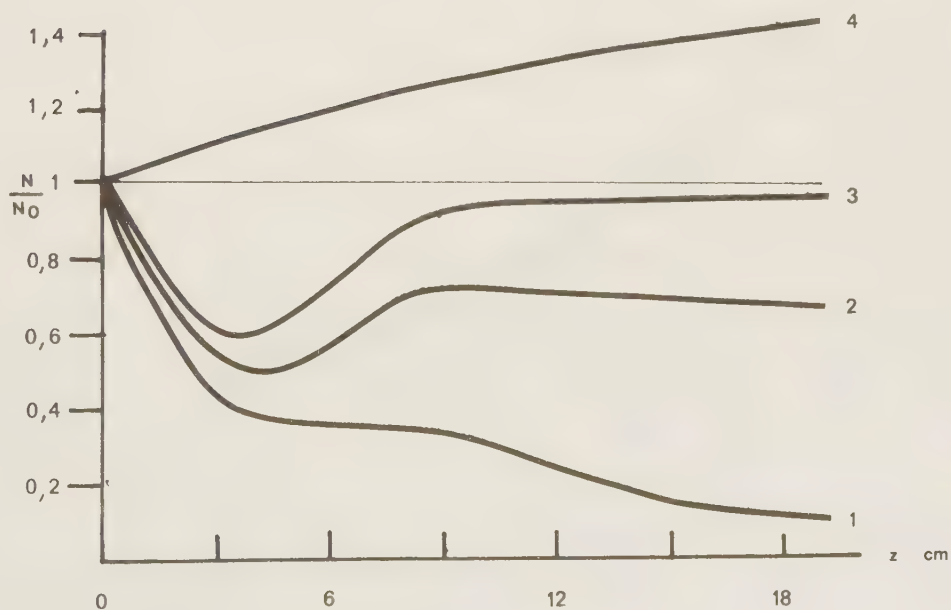


FIG. 20 - Idem FIG. 19 pour $x = 6$ $y = 11$

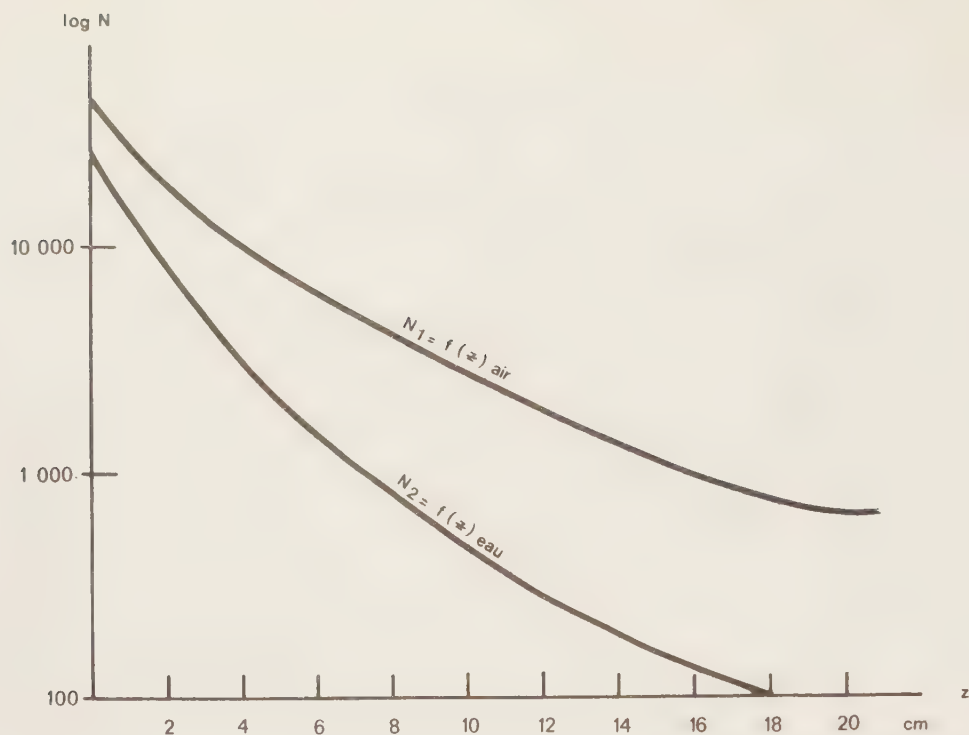


FIG. 21 - Collimateur pin hole
Réponse à une source ponctuelle de ^{133}Ba dans l'air et dans l'eau pour $x = 10$ $y = 11$ en fonction de la distance source-collimateur.

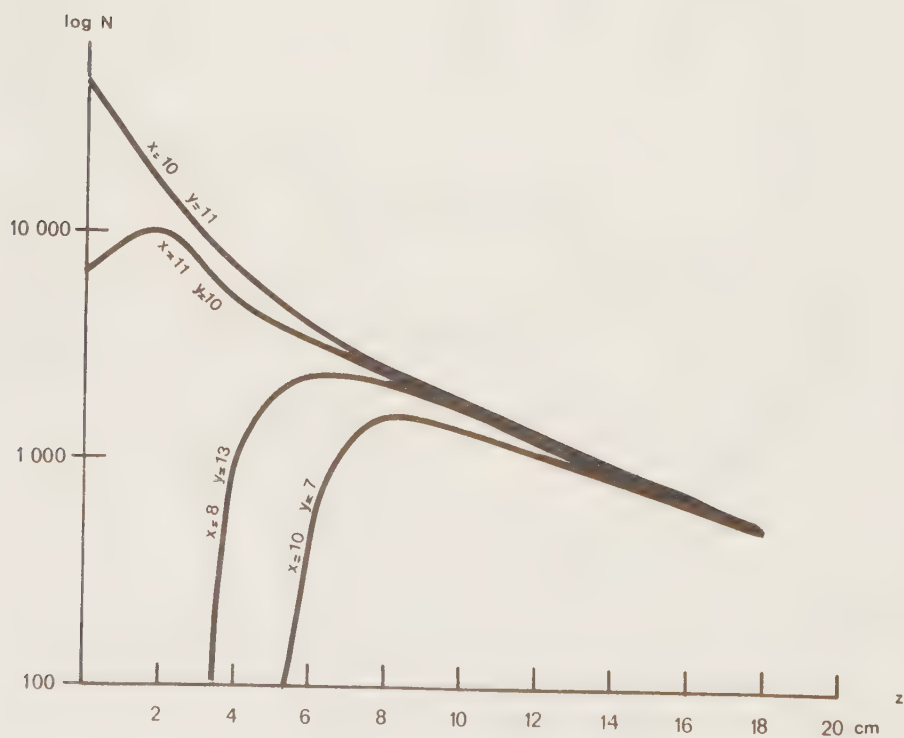


FIG. 22 Collimateur pin hole
Réponse à une source ponctuelle de ^{133}Ba dans l'air
pour : $x = 20$ $y = 11$
 $x = 11$ $y = 10$
 $x = 8$ $y = 13$
 $x = 10$ $y = 7$

2.4. - Etude des courbes d'iso-réponse (Fig. 23 à 57).

L'examen des courbes expérimentales d'iso-réponse dans les 4 cas étudiés collimateur cylindrique (air, eau) collimateur pin hole (air, eau) présente quelques différences avec les courbes théoriques correspondant aux paramètres précités. En effet un dernier paramètre lié cette fois au détecteur pourra modifier sensiblement la réponse espérée. Il s'agit de l'hétérogénéité de réponse du détecteur liée comme nous l'avons déjà signalé à l'hétérogénéité du cristal, aux différences de transmission des photons lumineux par la guide de lumière, aux variations de sensibilité des photo-cathodes des différents photomultiplicateurs, aux différentes positions de ceux-ci etc.. tous facteurs qui altèrent la réponse de manière systématique.

L'examen de ces isodoses est très évocateur. En effet, nous allons montrer sur deux cas quelles conséquences il peut entraîner.

Remarque I.

L'examen d'une coupe transversale d'un organe épais tel que le foie qui sera détecté à l'aide du collimateur multitrous montre que cette coupe est traversée par des isodoses allant de 10 % à 70 % si l'on considère que le détecteur est appliqué contre la paroi thoraco-abdominale.

Or, la réponse dans chaque partie de la matrice image correspondra à la sommation des coups provenant de chaque "cylindre de détection". On s'aperçoit alors que si le parenchyme hépatique est normal, isofixant, la réponse obtenue au niveau du lobe gauche moins épais sera surestimée par rapport à celle du lobe droit.

Cette surestimation peut atteindre le rapport de 1 à 2 : là où le parenchyme a une épaisseur 2,5 fois plus grande, la réponse n'est que 1,5 fois plus grande. Ainsi la réponse obtenue ne traduit donc pas l'activité vraie placée devant le détecteur. Ceci provient du fait que les premières tranches détectées sont surestimées par rapport aux tranches postérieures, ce qui est surtout dû à l'absorption puisque pour un tel organe nous avons vu que le facteur géométrie à cet endroit variait peu.

Remarque II.

Une autre remarque a trait à la détection, dans ce parenchyme, d'un nodule froid noyé dans un milieu d'activité constante. On constate que suivant la position de ce nodule, la détection pourra être excellente (s'il est dans les plans superficiels) ou pratiquement inexistante s'il est profondément situé.

Ceci imposera une détection à double incidence, face et profil par exemple.

Remarque III.

Dans le cas du collimateur pin hole, l'examen de certains organes (thyroïde par exemple) doit lui aussi être critiqué, compte tenu de l'étude des courbes d'iso-réponse. En effet, non seulement l'importance de la réponse dépendra considérablement de la distance organe - détecteur qui devra être soigneusement repérée, mais aussi puisque les courbes d'iso-réponse ont l'allure de pseudo-calottes sphériques, l'examen d'une coupe transversale de la thyroïde, organe dont la disposition circulaire est inverse de la disposition des courbes isodosses, montre là encore, une surestimation de l'isthme par rapport aux lobes dans des proportions importantes, ce qui se traduira dans la valeur du rapport de comptage lobe / isthme et dans la possibilité de détecter un nodule froid au sein de ce parenchyme .

Z = 1

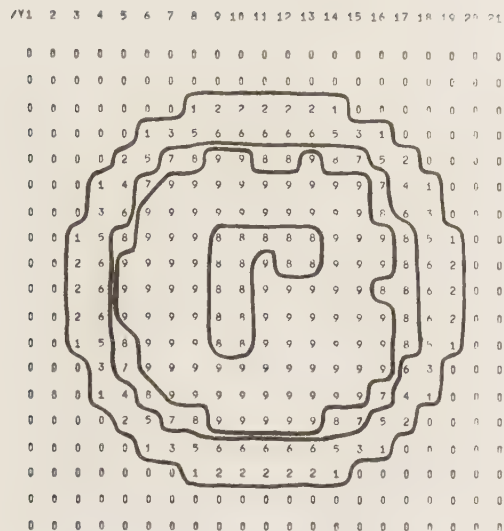


FIG. 23 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
 PLAN (X, Y) Z = 1

Z = 4

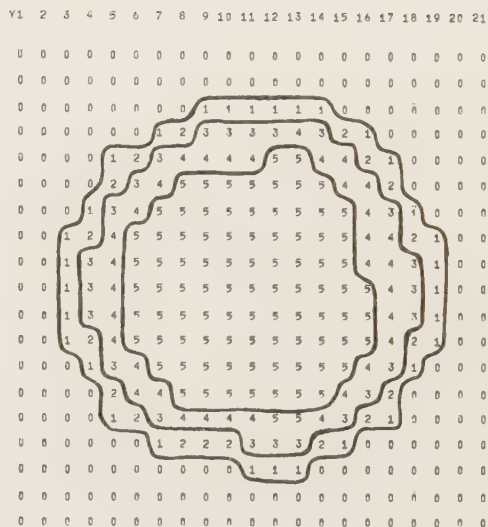


FIG. 24 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
 PLAN (X, Y) Z = 4

Z = 12

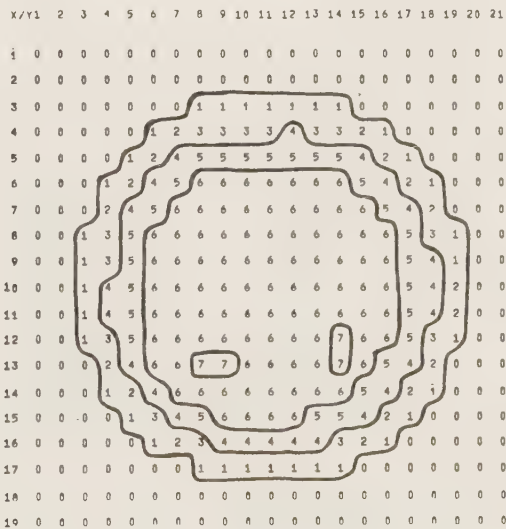


FIG. 25 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
 PLAN (X, Y) Z = 12

Y = 4

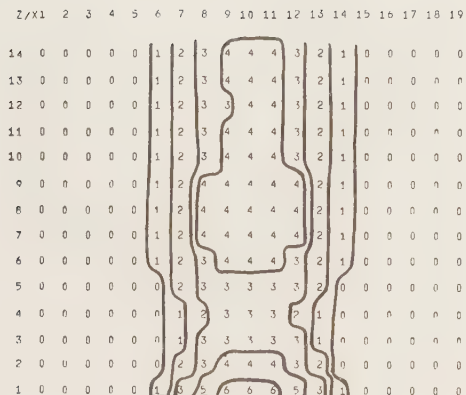


FIG. 26 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 4

Y = 8

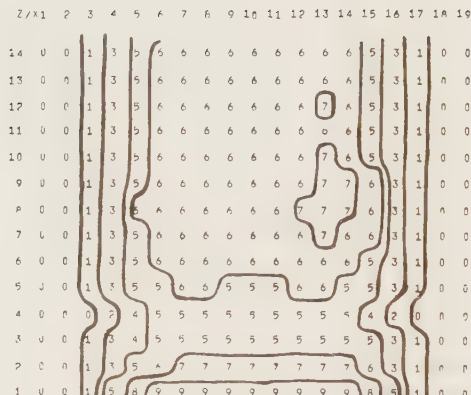


FIG. 27 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 8

Y = 14

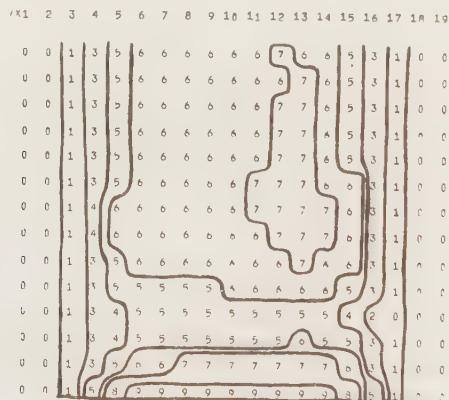


FIG. 28 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 14

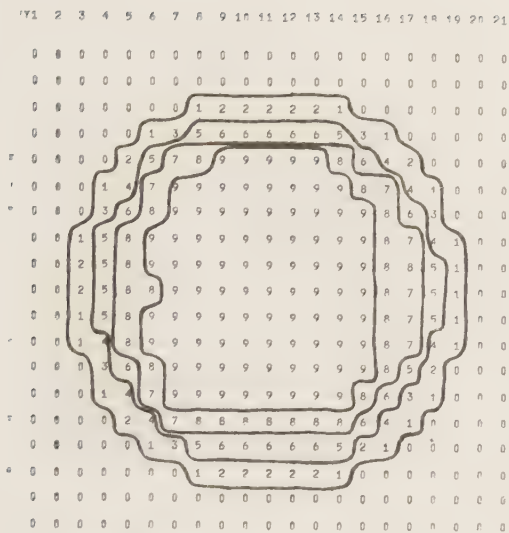


FIG. 29 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Y) Z = 1

Z = 4

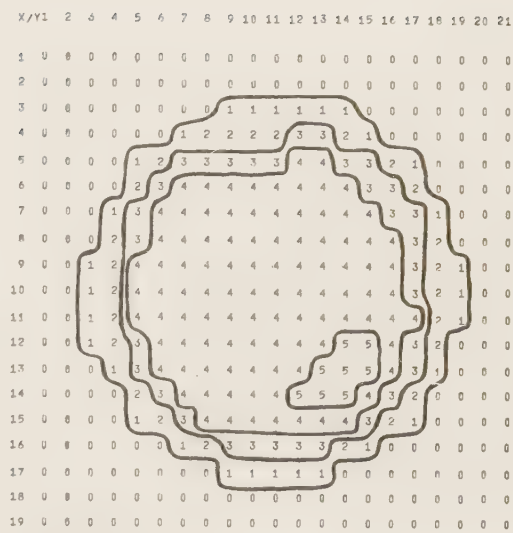


FIG. 30 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Y) Z = 4

Z = 10

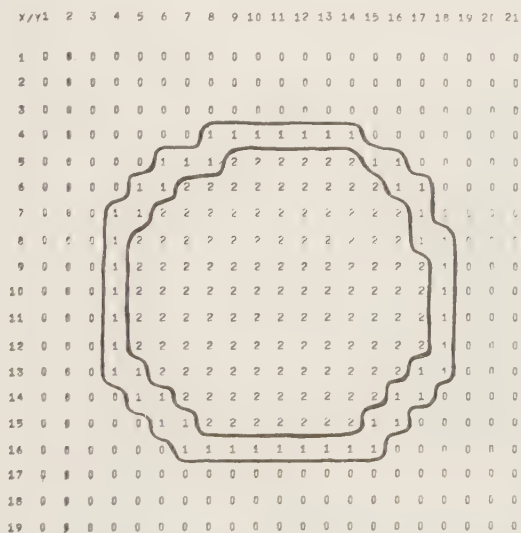


FIG. 31 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Y) Z = 10

Z = 14

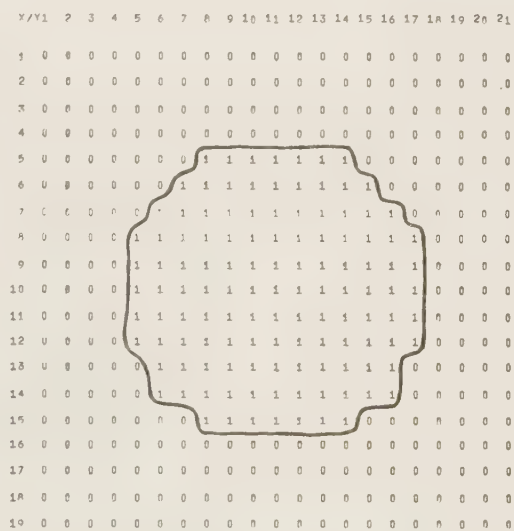


FIG. 32 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Y) Z = 14

Y = 4

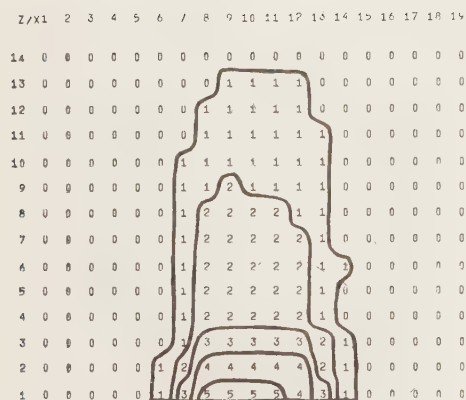


FIG. 33 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Z) Y = 4

Y = 10

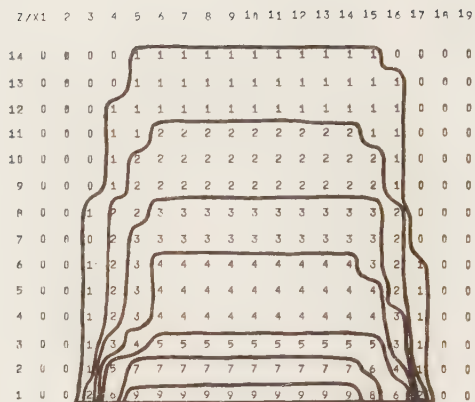


FIG. 34 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Z) Y = 10

Y = 16

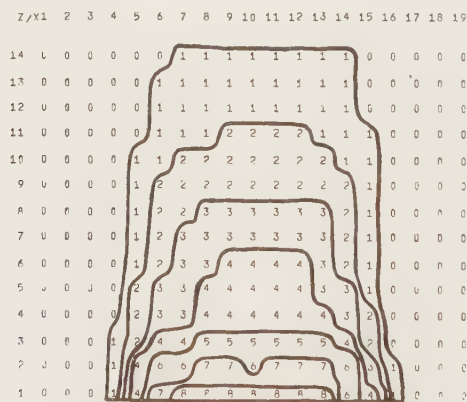


FIG. 35 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Z) Y = 16

Z = 1

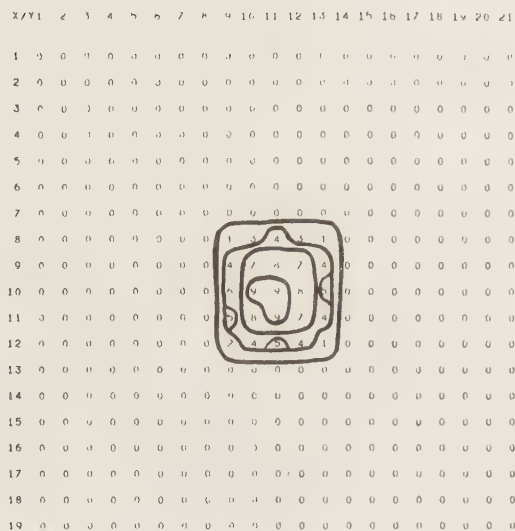


FIG. 36 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Y) Z = 1

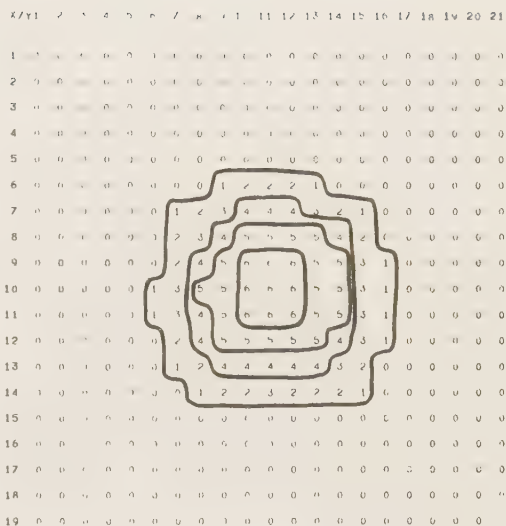


FIG. 37 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Y) Z = 5

Z = 11

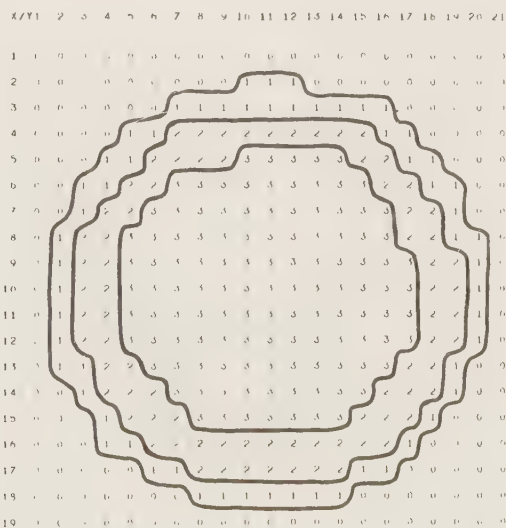


FIG. 38 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Y) Z = 11

Y = 5

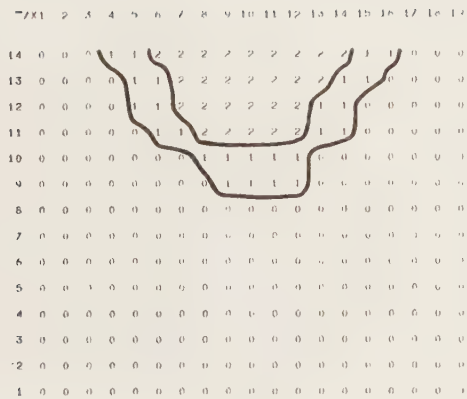


FIG. 39 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 5

Y = 7

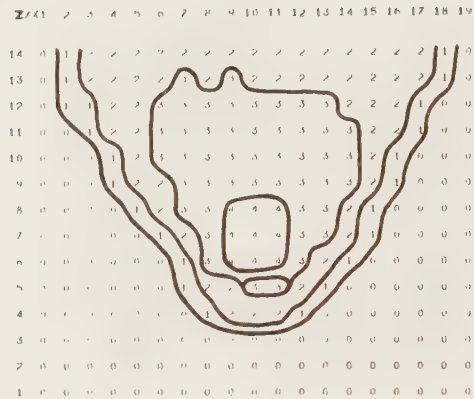


FIG. 40 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 7

Y = 11

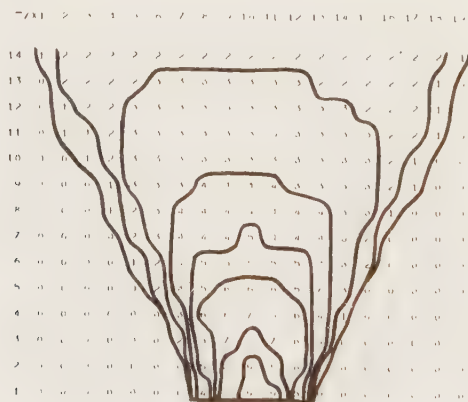


FIG. 41 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 11

Y = 15

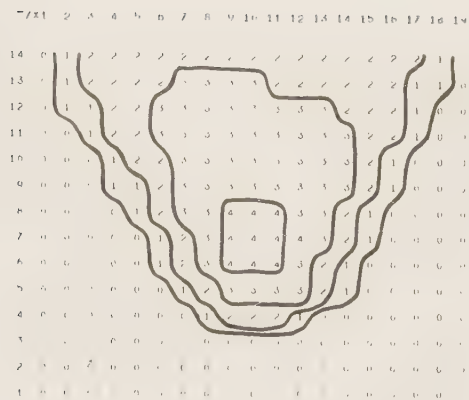


FIG. 42 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 15

Y = 19

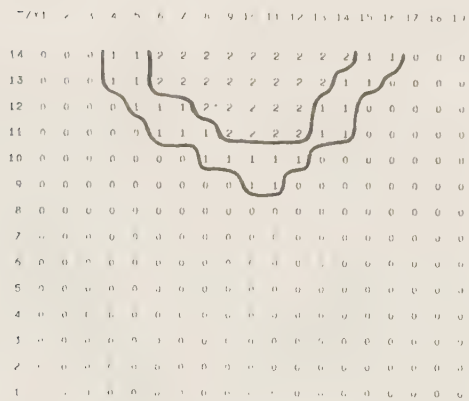


FIG. 43 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'AIR
PLAN (X, Z) Y = 19

Z = 1

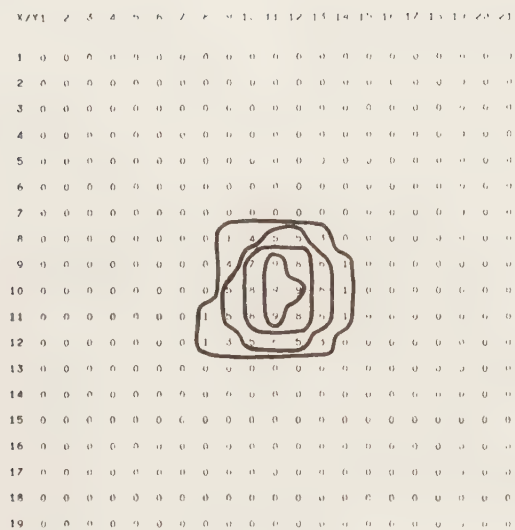


FIG. 44 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Y) Z = 1

Z = 4

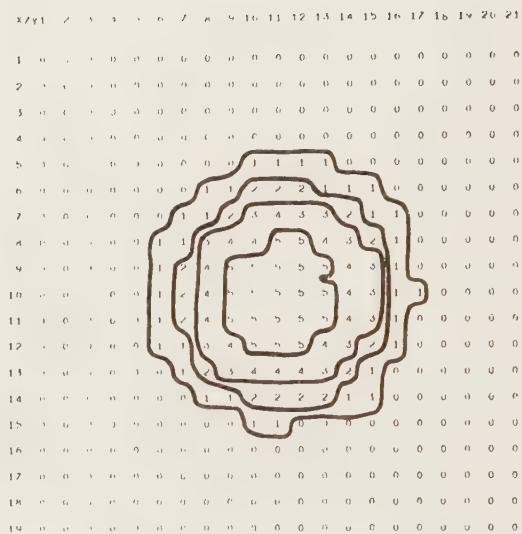


FIG. 45 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Y) Z = 4

Z = 8

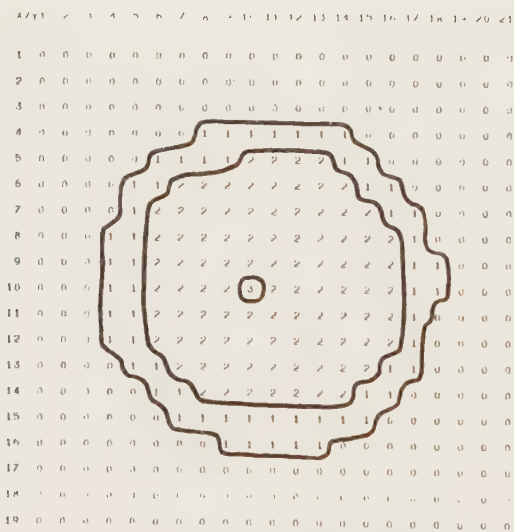


FIG. 46 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Y) Z = 8

Y = 4

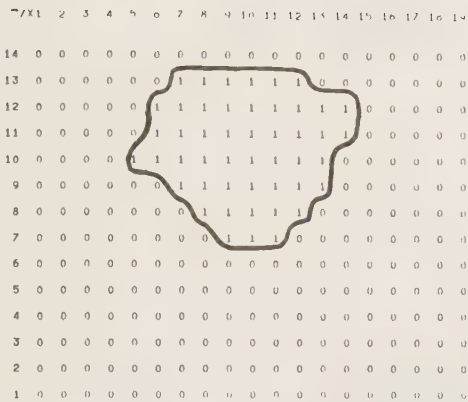


FIG. 47 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Z) Y = 4

Y = 8

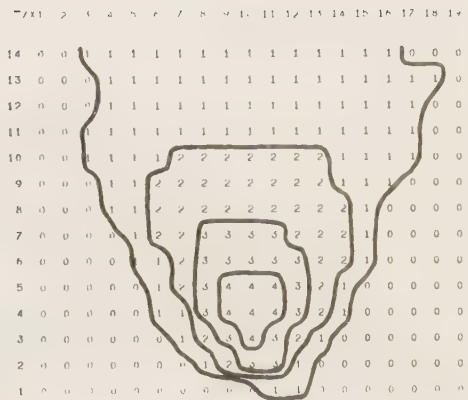


FIG. 48 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Z) Y = 8

Y = 11

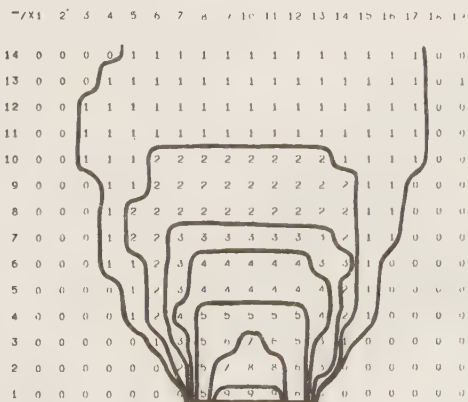


FIG. 49 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Z) Y = 11

Y = 16

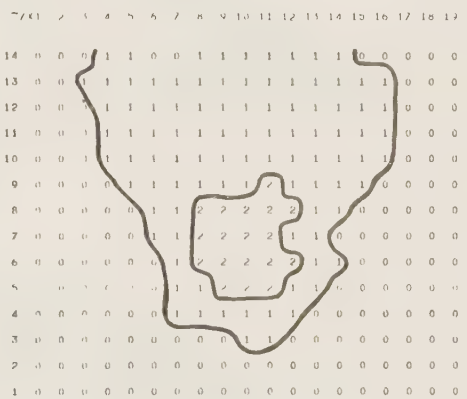


FIG. 50 - COLLIMATEUR PIN HOLE
REPOSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE PONCTUELLE DE ^{133}Ba DANS L'EAU
PLAN (X, Z) Y = 16

FIG. 51 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE PONCTUELLE I 131
ISODOSE 90 %
VISUALISATION ISOMETRIQUE 45°



FIG. 52 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE PONCTUELLE I 131
ISODOSE 70 %
VISUALISATION ISOMETRIQUE 45°



FIG. 53 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE PONCTUELLE I 131
ISODOSE 50 %
VISUALISATION ISOMETRIQUE 45°

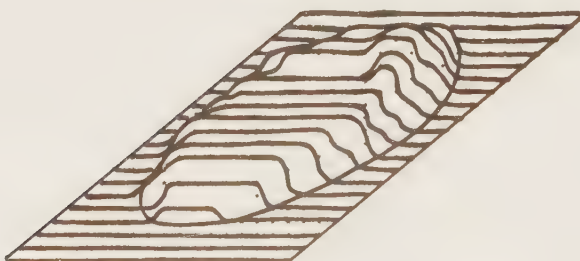


FIG. 54 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE PONCTUELLE I 131
ISODOSE 40 %
VISUALISATION ISOMETRIQUE 45°

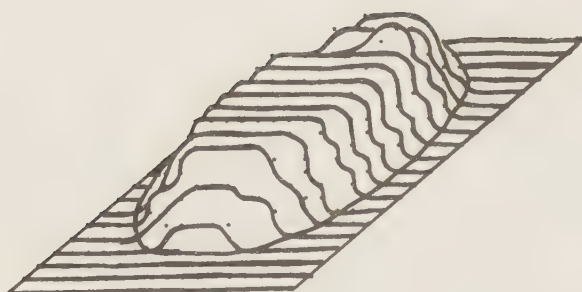


FIG. 55 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE PONCTUELLE I 131
ISODOSE 30 %
VISUALISATION ISOMETRIQUE 45°

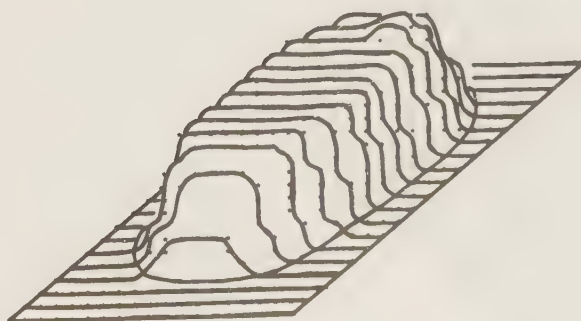


FIG. 56 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE PONCTUELLE I 131
ISODOSE 20 %
VISUALISATION ISOMETRIQUE 45°

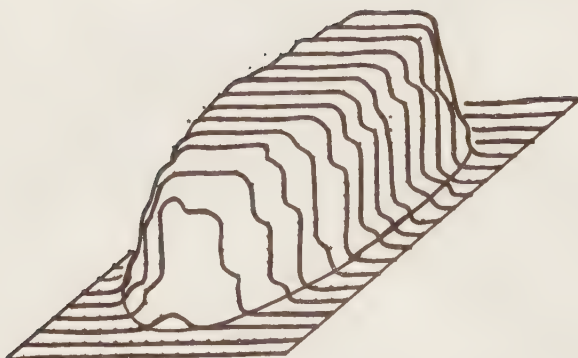


FIG. 57 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE PONCTUELLE I 131
ISODOSE 10 %
VISUALISATION ISOMETRIQUE 45°



3. - Etude de la réponse à une source étendue homogène

L'hypothèse de départ est qu'une source plane, homogène, infinie par rapport à la surface du cristal, doit être idéalement détectée de la même façon avec un nombre de coups identique sur toute la surface de celui-ci et qu'ainsi à l'homogénéité de la source doit correspondre l'homogénéité de la réponse.

Les considérations précédentes sur la réponse spatiale du détecteur montre que cette espérance n'est pas réalisable aussi bien sur le plan théorique que sur le plan expérimental.

Nous avons donc voulu préciser la réponse à une source homogène, prélude à la correction d'hétérogénéité de champ dont nous parlerons ultérieurement.

Pour cela, nous avons utilisé un bac de dimension suffisante contenant une épaisseur de 10 cm d'eau environ, une solution d'I 131 de 500 μCi ayant été préalablement diluée dans un volume liquide d'environ 20 litres donnant une activité volumique de 25 $\mu\text{Ci/litre}$.

Le comptage a été réalisé avec le collimateur cylindrique, le bac d'eau étant disposé au contact de celui-ci et le temps de comptage de 50.000 secondes assurait une très bonne statistique de détection.

L'expérience a été ensuite recommencée avec le collimateur pin hole mais cette fois à différentes distances (1 cm, 3 cm, 5 cm de l'orifice).

Les résultats ont été obtenus sous différentes formes :

- photographie de la source à la sortie de la gamma caméra
- matrices numériques à la sortie de l'analyseur
- normalisation des canaux par ordinateur.

Pour ne pas altérer l'information et compte tenu de la très bonne statistique de comptage nous n'avons pas procédé à un lissage des résultats (Fig. 58 à 71).

3.1. - Dans le cas du collimateur cylindrique

L'examen des matrices obtenues montre à l'évidence l'hétérogénéité de la détection : surestimation au centre et sur les bords du cristal, sous estimation sur la couronne intermédiaire.

Cette hétérogénéité était obtenue malgré un réglage parfait de la gamma caméra, tout dérèglement d'un des photomultiplicateurs se traduisant dans ce cas par un trou de détection supplémentaire.

Le phénomène est loin d'être négligeable, puisque les réponses varient dans une limite de $\pm 20 \%$.

FIG. 58 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE ETENDUE HOMOGENE
FENETRE 20 %
PRECOMPTE 100.000 COUPS

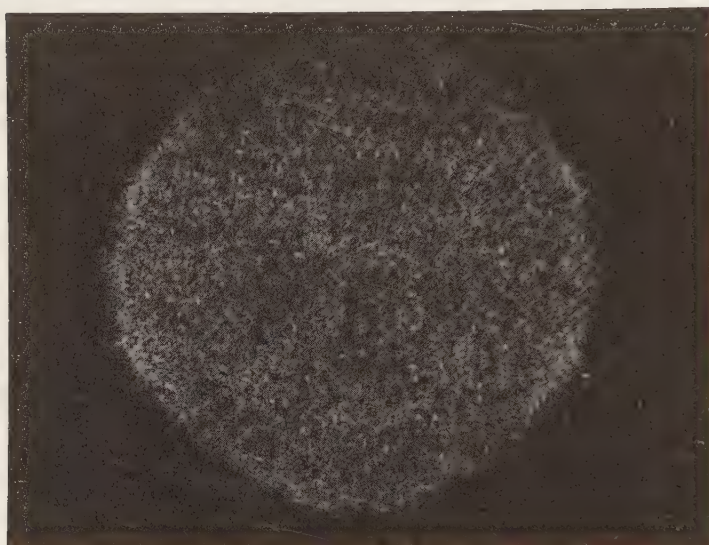


FIG. 59 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 REPONSE DU DETECTEUR A UNE SOURCE HOMOGENE D' 131I
 DONNEES BRUTES

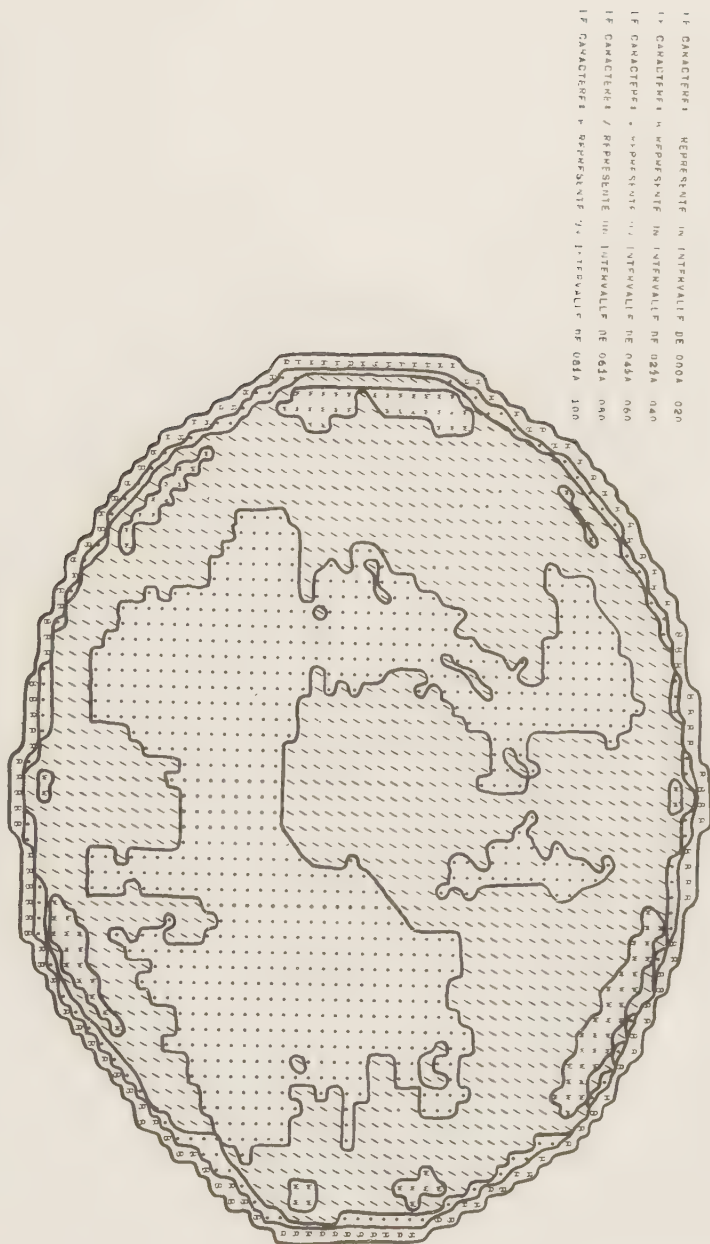


FIG. 60 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE HOMOGÈNE D'131 I
DONNÉES LISSES 5, 21

LE CARACTÈRE " " REPRÉSENTE UN INTERVALLE DE 020
LE CARACTÈRE " " REPRÉSENTE UN INTERVALLE DE 020
LE CARACTÈRE " " REPRÉSENTE UN INTERVALLE DE 040
LE CARACTÈRE " " REPRÉSENTE UN INTERVALLE DE 040
LE CARACTÈRE " " REPRÉSENTE UN INTERVALLE DE 080
LE CARACTÈRE " " REPRÉSENTE UN INTERVALLE DE 100

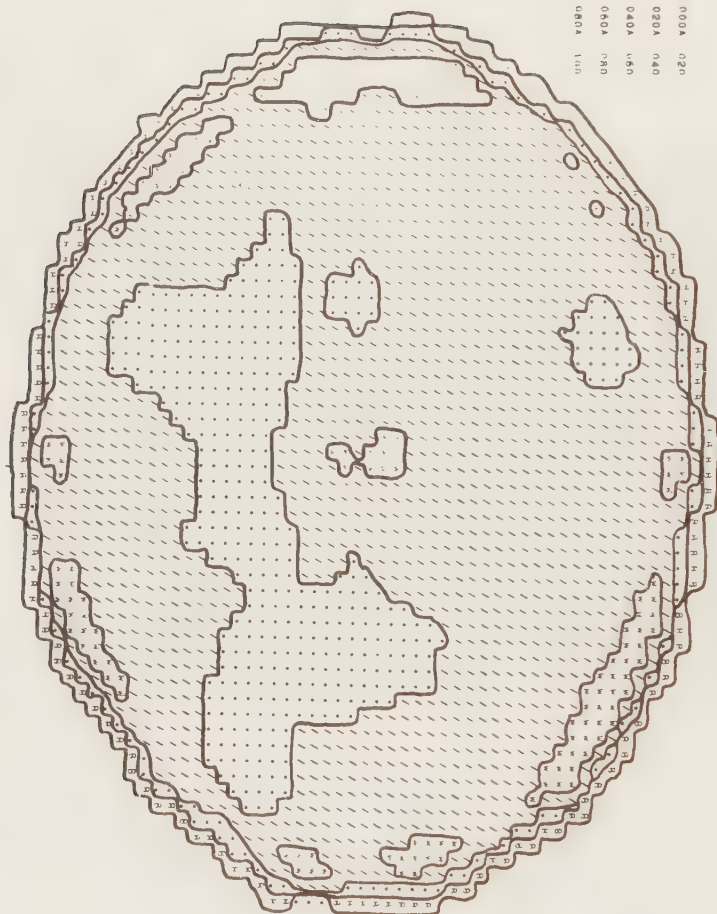


Fig. 61 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE HOMOGENE D' 131 I
DOWNEES LISSES 9, 111

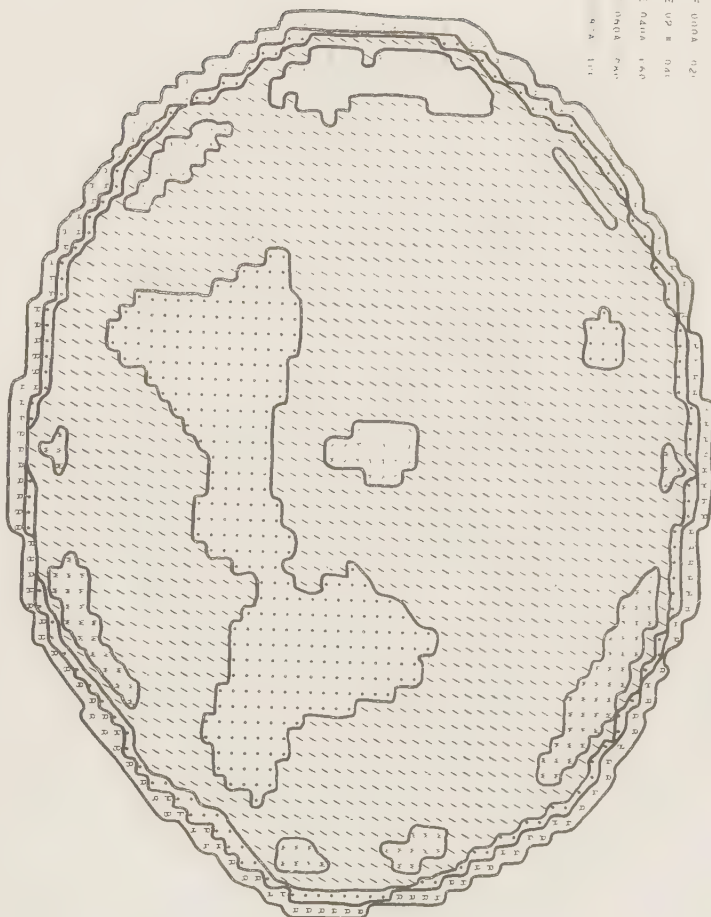
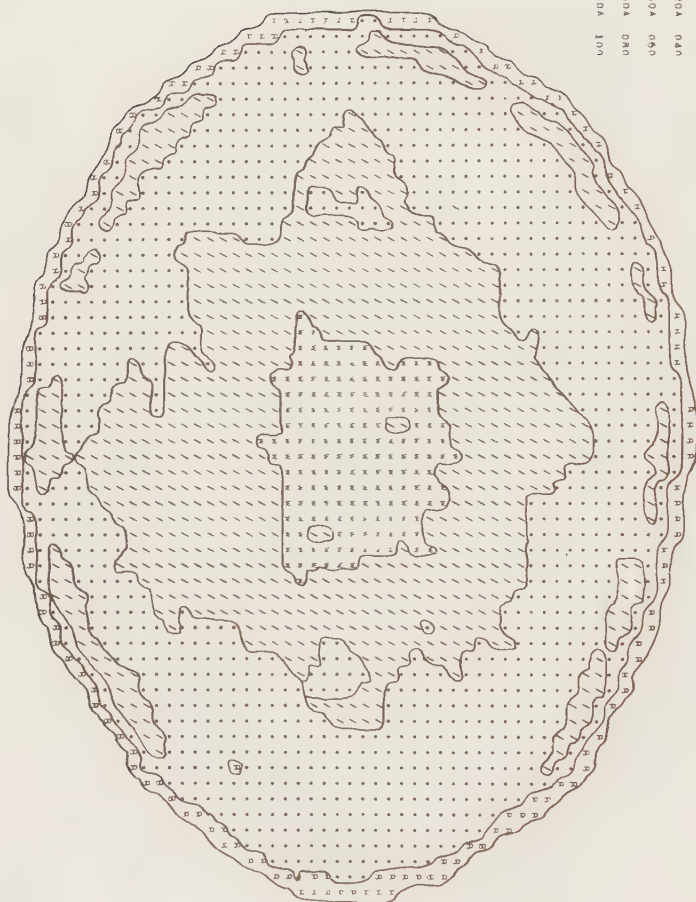


FIG. 62 - COLLIMATEUR PIN HOLE
 SOURCE ETENDUE HOMOGENE 131 I,
 DISTANCE COLLIMATEUR - SOURCE = 1 CM
 DONNEES BRUTES

LE CARACTERE * REPRESENT L'INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE n REPRESENT L'INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE + REPRESENT L'INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE / REPRESENT L'INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE w REPRESENT L'INTERVALLE DE 080A 100



DONNEES BRUTES

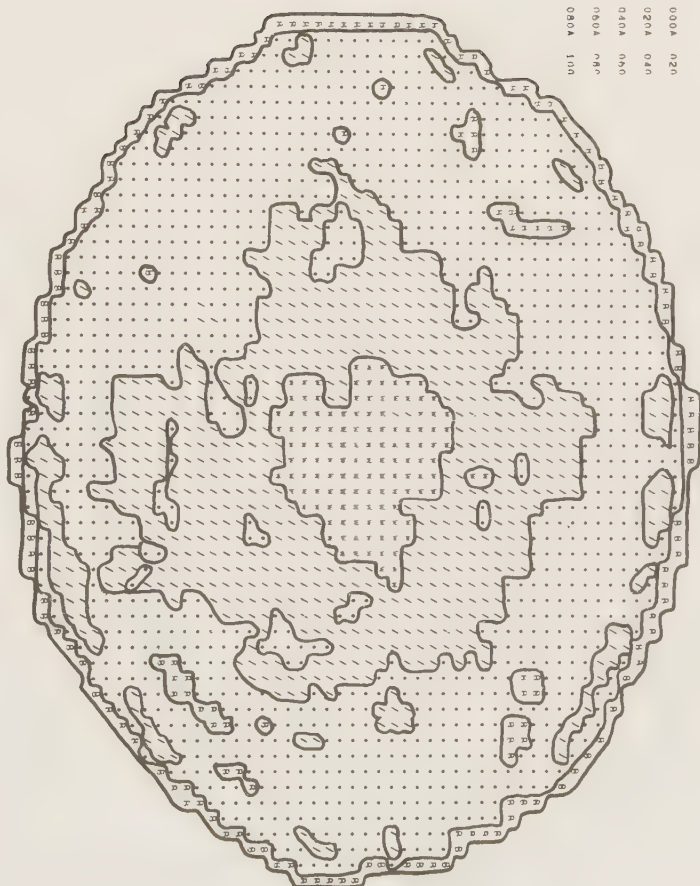


FIG. 64 - COLLIMATEUR PIN HOLE
SOURCE ETENDUE HOMOGÈNE 131 I.
DISTANCE COLLIMATEUR - SOURCE = 5 CM
DONNÉES LISSEES

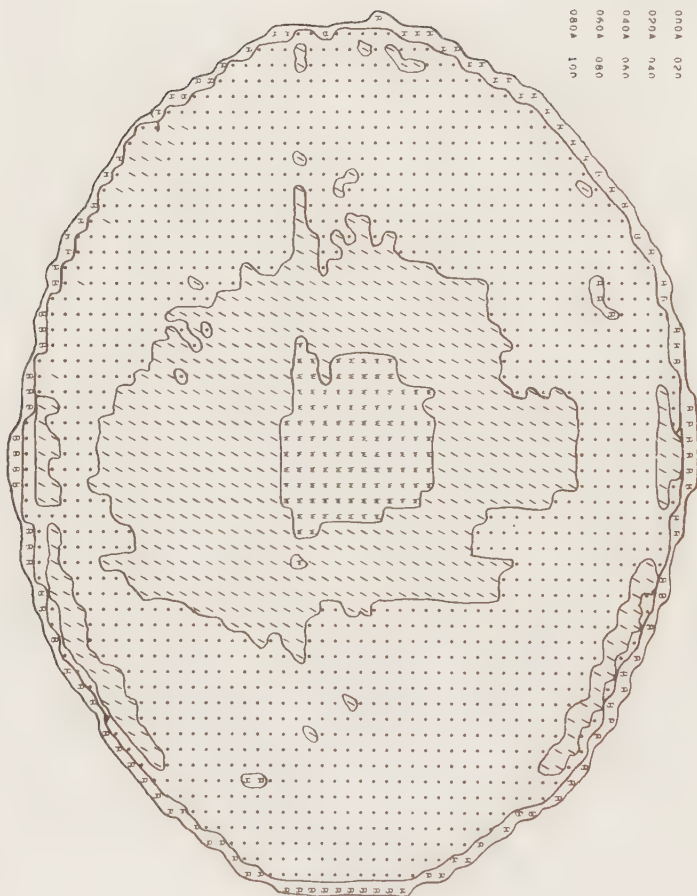


FIG. 65 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE ETENDUE HOMOGENE ^{131}I .
COUPE Y = 11

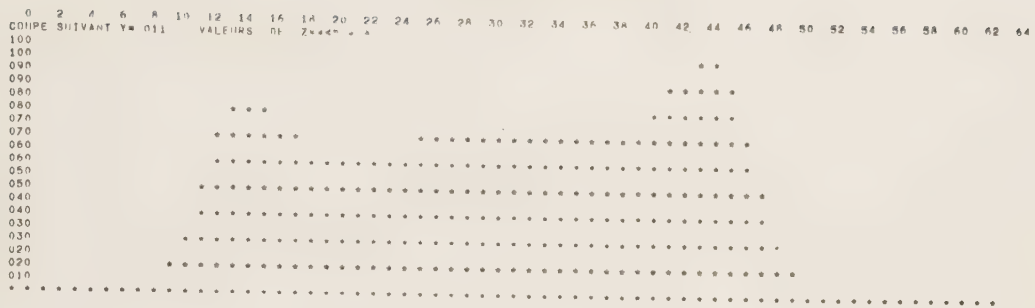


FIG. 66 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE ETENDUE HOMOGENE ^{131}I .
COUPE Y = 27

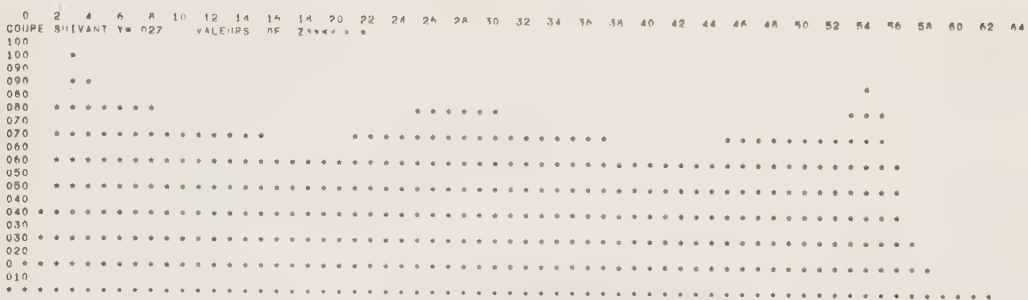


FIG. 67 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
SOURCE ETENDUE HOMOGENE ^{131}I .
COUPE Y = 51

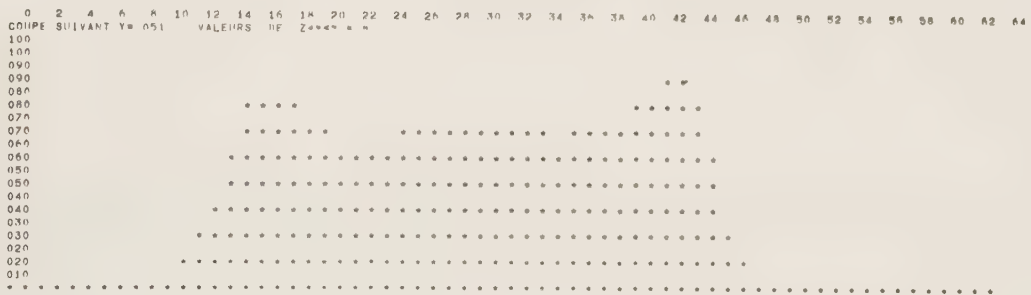
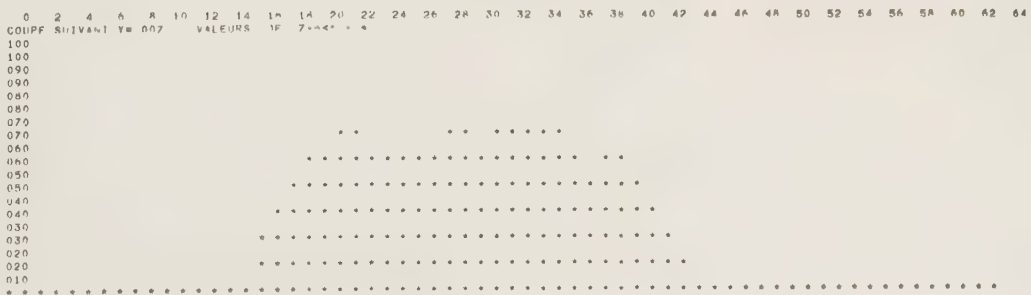


FIG. 68 - COLLIMATEUR PIN HOLE
SOURCE ETENDUE HOMOGENE ^{131}I .
COUPE Y = 7



[illegible]

0 2 4 6 8 10 12 14 16 18 20 22 24 26 28 30 32 34 36 38 40 42 44 46 48 50 52 54 56 58 60 62 64

COUPE SUIVANT Y= 031 VALFIRS DE Z= 000 0 0

100
100
100
090
090
080
080
070
070
060
060
050
050
040
040
030
030
020
010
0

[illegible]

L'explication de ce phénomène apparaît relativement simple. En effet outre l'hétérogénéité des différents composants du système de détection, le centre et les bords doivent répondre préférentiellement puisque, d'une part le photomultiplicateur central peut recevoir des photons lumineux des différentes régions du cristal avec une probabilité plus grande que ses voisins et que d'autre part les photons lumineux prenant naissance dans le cristal au cours d'un phénomène d'absorption peuvent se réfléchir sur les parois du guide de lumière selon les lois de la réflexion de la lumière, ce qui entraîne une surestimation de la réponse des photomultiplicateurs périphériques.

3.2. - Dans le cas du collimateur pin hole

Dans ce cas, des phénomènes analogues sont observés, avec cependant, une réponse préférentielle au centre, ce qui provient tout simplement des lois différentes de géométrie et d'absorption.

Cette étude permet de mettre en évidence l'hétérogénéité de détection et de quantifier ainsi l'altération de l'image due à ce phénomène. Là encore, on voit qu'un organe, régulier, homogène, donnerait une réponse variable selon la position du détecteur par rapport à celui-ci.

Nous verrons ultérieurement qu'il est important de repérer les axes de la tête détectrice pour les positionner toujours de la même façon par rapport aux organes à détecter.

4. - Etude de la résolution et de la linéarité du détecteur

Des études complémentaires ont été réalisées dans différentes conditions à l'aide d'une source linéaire faite d'un tube de verre de 5 mm de diamètre contenant une solution d'I 131. (Fig. 72 à 75).

Nous avons étudié la réponse du détecteur à une source linéaire disposée ;

- selon X variable pour différentes valeurs de Y
- selon Y variable pour différentes valeurs de X

L'étude a été réalisée dans différents plans horizontaux dans l'air et dans l'eau.

Les distorsions observées peuvent être estimées par la mesure des rapports $\frac{\text{flèche}}{\text{corde}}$ pour des différents arcs obtenus.

Cette distorsion augmente évidemment du centre vers la périphérie, les rapports $\frac{\text{flèche}}{\text{corde}}$ variant entre 0 % pour la ligne médiane et 8 % pour la péri-

FIG. 72 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE

SOURCE LINEAIRE ^{131}I , DIAMETRE 6 mm

RESOLUTION EN FONCTION DE LA DISTANCE

SOURCE COLLIMATEUR DANS L'AIR

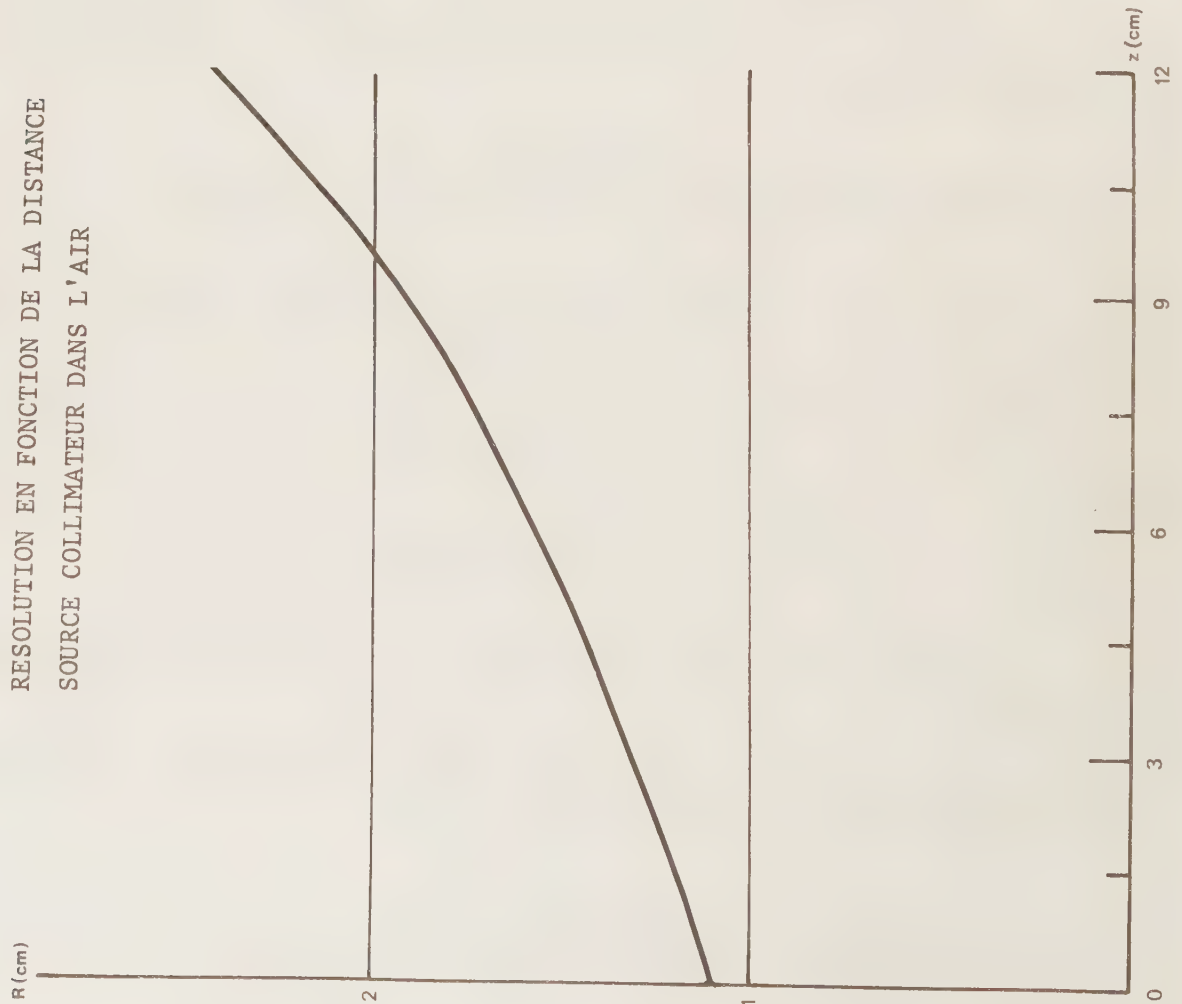


FIG. 73 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE

SOURCE LINEAIRE ^{131}I , DIAMETRE 6 mm

RESOLUTION EN FONCTION DE LA DISTANCE

SOURCE COLLIMATEUR DANS L'EAU

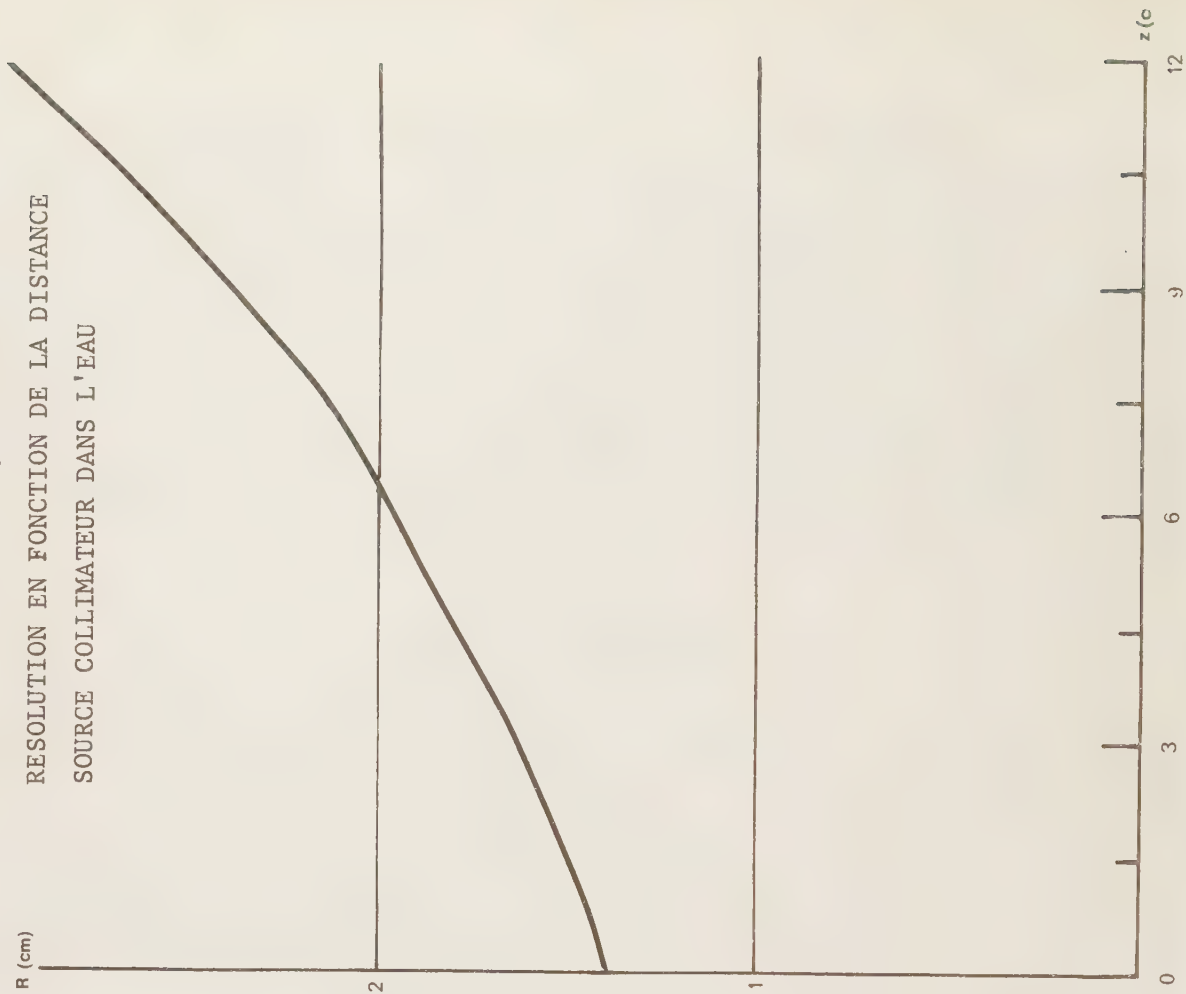




Fig. 74 -

Collimateur cylindrique
réponse à une source linéaire d'I¹³¹
 $\emptyset = 6$ mm
dans les directions Y = Cte



Fig. 75 -

Collimateur cylindrique
réponse à une source linéaire d'I¹³¹
 $\emptyset = 6$ mm
dans les directions X = Cte

phérie.

La résolution est aussi une des caractéristiques fondamentales de la réponse du système détecteur. En effet, il est important de connaître la distance minimum nécessaire pour que deux sources ponctuelles distinctes puissent être séparées par le détecteur. Ces distances minimums séparables varient bien évidemment avec le type de collimateur, la présence ou non d'un absorbant et la distance entre les sources et le détecteur.

Cette résolution est en fait la conséquence de divers phénomènes: résolution géométrique, résolution intrinsèque, énergie de l'isotope utilisé.

Pour étudier cette résolution plutôt que de déterminer expérimentalement la distance entre deux sources ponctuelles ou linéaires se traduisant par des images juste séparées, il est beaucoup plus simple et théoriquement parfaitement justifié d'évaluer la largeur à mi-hauteur de la courbe de réponse à une source linéaire en fonction des différents paramètres précédemment cités susceptibles de la faire varier

L'examen des courbes obtenues montre que, d'une manière générale, la gamma caméra est caractérisée par une résolution médiocre par rapport aux autres types de détecteur (scanner, détecteur à jonctions etc...).

CHAPITRE III

ETUDE DU FONCTIONNEMENT EN SCINTIGRAPHIE NUMERIQUE LORS DE L'UTILISATION D'UNE LOGIQUE CABLEE

L'étape intermédiaire entre le fonctionnement avec une simple gamma caméra et le traitement de l'information est certes l'utilisation d'une logique câblée de type analyseur multicanaux. Ce système est déjà très répandu chez les utilisateurs puisqu'il y a quelques années, il représentait une possibilité d'amélioration technique très sensible de l'obtention des images et relativement accessible sur le plan financier alors que peu de constructeurs avaient développé des petits calculateurs scientifiques rapides, adaptés au temps réel et pouvant admettre des périphériques utilisables pour les problèmes de médecine nucléaire (disques ou bandes magnétiques) pour un prix de revient relativement faible. D'autre part, le manque d'informaticiens dans les laboratoires de biophysique et les services de médecine nucléaire rendait difficile la réalisation de bibliothèque de programmes pour ce type d'applications.

De nos jours, de nombreux laboratoires étant équipés d'analyseurs multicanaux (Intertechnique, Packard, Laben ou autres), il nous semble intéressant de décrire les possibilités et les limites de ces systèmes tant sur le plan des études statiques que sur celui des études dynamiques.

1. - Fonctionnement sur le mode statique

La gamma caméra étant supposée bien réglée selon la méthode décrite précédemment et la connexion gamma caméra analyseur étant réalisée par un interface adaptateur d'impédance et amplificateur, voyons comment se déroule l'acquisition des données.

Dans le système dont nous disposons, on peut accumuler sur tout ou partie de la mémoire selon les formats :

16 x 64 - 32 x 64 - 64 x 64

Remarquons que ces formats ne sont pas les plus adaptés. Il pourrait être intéressant en effet de disposer de 1 024 canaux de stockage sous la forme 32 x 32 au lieu de 16 x 64, ce qui est possible sur certains systèmes. Une fois le format de l'image choisi, l'accumulation peut se réaliser de différentes façons :

1.1. - Choix d'un pré-compte

On peut choisir un pré-compte allant de 1 à l'infini par plots de $(1,2,5) \times (10^0 \text{ à } 10^5)$.

Remarquons que ce précompte entraîne l'arrêt de l'accumulation, non pas lorsque la totalité des coups atteint la valeur choisie, mais au contraire lorsque le canal qui compte le plus atteint le pré-compte. Il convient de faire attention au fait que le canal zéro compte le temps (dans le cas de petites activités par exemple).

1.2. - Choix d'un pré-temps

Le fonctionnement en pré-temps peut également être réalisé de 1 à l'infini par plots de $(1,2,5) \times (10^0 \text{ à } 10^5)$ secondes.

Ce pré-temps peut être un temps d'horloge (clock time) ou un temps réel (live time) après correction automatique du temps mort. (Exemple : si le temps mort est de 20 %, le temps de stockage sera de 20 % supérieur au temps d'horloge).

Nous voyons donc qu'il s'agit d'un deuxième procédé permettant de s'affranchir du temps mort, le premier ayant été précédemment décrit (fonction zéro dead time).

1.3. - Conditions d'accumulation

Par ailleurs, les impulsions prises en compte peuvent être accumulées en positif ou en négatif, ce qui présente dans certains cas un grand intérêt et notamment dans les cas de :

- soustraction du bruit de fond d'une scintigraphie par comptage en négatif en l'absence d'émetteur γ sur l'image d'un organe précédemment obtenue.

- soustraction de l'image du foie par comptage sur le pic de l'Au 198 de l'image du système foie + pancréas obtenue par comptage sur le Se 75, etc...

L'acquisition de l'image peut donc se faire selon différents modes. Ajoutons que cette acquisition peut être manuelle ou automatique, comme nous le verrons ultérieurement.

1.4. - Visualisation de l'image

La visualisation de l'image peut, elle aussi, se faire selon différents modes. Quelle que soit la partie de la mémoire servant à accumuler les coups, il est possible de visualiser en permanence une partie quelconque de cette mémoire. En effet, le contrôle de visualisation peut se faire :

- soit par bloc de mémoire : 16 x 64, 32 x 64, ou 64 x 64
- soit entre des limites déterminées par un canal de départ et un canal d'arrêt
- soit par un niveau variable (data level) qui permet de visualiser les canaux dont le contenu est supérieur à un nombre pré-déterminé par un potentiomètre réglable
- soit en coupe horizontale
(visualisation isométrique entre $(n \times 64)$ et $(n + 1 \times 64)$)
- soit avec un système de vue en perspective variable à volonté par réglage de l'angle de visualisation et de la séparation verticale
- soit enfin en contour (représentation plane par surbrillance des canaux dont le nombre de coups dépasse le data level) ou en visualisation tridimensionnelle isométrique.

Il n'est pas possible, sur ce système, de visualiser une région rectangulaire quelconque définie par deux valeurs de X et deux valeurs de Y ou une région de forme quelconque par utilisation d'un crayon lumineux par exemple.

Des artifices permettent la visualisation des isodoses. Il suffit pour cela de visualiser, grâce au data level, les canaux dont le contenu est par exemple compris entre la valeur maximum stockée (100 %) et la valeur 80 %, puis après effacement de ces canaux de diminuer le niveau de visualisation à 60 % par exemple pour voir apparaître les canaux dont le nombre de coups est compris entre 60 et 80 % et ainsi de suite.

1.5. - L'utilisation des fonctions câblées

A ce stade, nous voyons déjà que l'utilisation d'une logique câblée apporte des améliorations sensibles par rapport à la gamma caméra seule.

- possibilité de faire varier les conditions d'acquisition des données

- possibilité de visualiser l'image selon différents modes
- possibilité d'obtenir une image numérique objective et utilisable pour le calcul.

En effet, les analyseurs multicanaux, bien que n'ayant pas les possibilités de traitement d'un ordinateur, possèdent tous un plus ou moins grand nombre de fonctions mathématiques câblées permettant de réaliser quelques opérations sur les résultats, manuellement ou automatiquement.

Il faut tout de suite signaler que ces fonctions sont peu nombreuses non susceptibles d'être modifiées puisque prévues dans la logique de l'appareil, mais que, par contre, les opérations s'effectuent instantanément à l'aide d'un système presse-bouton.

De quelles fonctions câblées peut-on disposer ?

a) La fonction transfert

Il est possible de transférer un sous-groupe de la mémoire dans un autre sous-groupe, quart par quart ou moitié par moitié, de façon manuelle (à la fin d'un stockage par exemple) ou de façon automatique.

b) La fonction intégration

Elle permet la sommation des contenus des canaux compris entre deux limites quelconques. Cette sommation peut s'obtenir soit directement : la valeur de l'intégrale est alors obtenue dans le dernier canal, soit en sous-total, ce qui permet d'obtenir une courbe intégrale. Là encore cette opération peut s'effectuer manuellement ou automatiquement.

c) La fonction stripping

Elle consiste à multiplier ou à diviser le contenu de chacun des canaux par un facteur pré-déterminé pouvant varier de 0,001 à 9,999.

Cette opération de stripping doit se faire au cours d'un transfert

- soit d'une partie de la mémoire dans une autre (ex : $1/Q \rightarrow 2/Q$)
- soit d'une partie de la mémoire dans elle même (ex : $1/Q \rightarrow 1/Q$)

En dehors du fait que cette opération peut permettre de modifier artificiellement en le multipliant ou en le divisant par un facteur constant le contenu de la mémoire, elle présente pour nous un intérêt à plusieurs égards :

- normalisation de courbes ou d'images scintigraphiques pour pouvoir les comparer plus facilement entre elles
- opération sur une image qui doit être soustraite d'une autre, lors-

que par exemple, la deuxième image n'ayant pas été accumulée pendant un temps suffisant ou lorsque la radioactivité étant trop faible cette soustraction n'annulerait pas les régions qui devraient l'être (scintigraphie pancréatique par exemple).

1.6. Obtention des résultats

Quant aux résultats, ils peuvent être obtenus sous différentes formes.

Une imprimante parallèle 20 canaux seconde permet d'obtenir la liste des canaux et leurs contenus, la lecture pouvant se faire comme nous l'avons dit sur tout ou partie de la mémoire selon le mode choisi.

La sortie sur bande perforée (code ASCII avec contrôle de parité) permet d'obtenir des résultats sous une forme utilisable par un ordinateur.

Une sortie possible sur enregistreur magnétique, enregistreur potentiométrique, table traçante ainsi que la photographie de l'écran de visualisation complètent les possibilités d'obtention des résultats.

Un générateur extérieur permet d'envoyer en début de lecture un code d'identification du malade pour repérer plus facilement les scintigraphies obtenues au cours d'une matinée par exemple.

1.7. - Conclusions

A ce stade, en nous résumant, nous voyons déjà les nombreux avantages que l'utilisation d'un analyseur multicanaux apporte à l'acquisition sur le mode statique des images scintigraphiques :

- grande souplesse dans le mode d'acquisition : choix des formats et des conditions d'accumulation

- grande souplesse dans les modes de lecture : par zone, entre limites, en data level, en isodoses, en coupes, en visualisation isométrique ou en contour.

- possibilité d'effectuer directement des opérations simples : transfert, intégration, stripping.

- grande souplesse dans l'obtention des résultats : photographie du mode de lecture choisi, sortie sur imprimante, bande perforée, enregistreur magnétique, table traçante etc...

Ce système n'est cependant pas exempt de quelques inconvénients que nous signalerons à la fin de ce chapitre, après avoir envisagé le fonctionnement selon le mode dynamique.

2. - Fonctionnement sur le mode dynamique

L'utilisation d'une logique câblée permet, en effet, de réaliser des études dynamiques dans des conditions acceptables.

2.1. - En l'absence d'analyseur

Nous avons vu que la gamma caméra seule permettait de réaliser un semblant d'étude dynamique par l'utilisation du recyclage et la sortie des résultats sur imprimante.

Ce système, très rudimentaire permet de définir un pré-temps par exemple de quelques secondes, à la fin duquel le nombre total de coups récupérés par le détecteur est lu sur une imprimante série (qui fait apparaître un temps mort supplémentaire de près de 0,5 seconde, puis le comptage redémarre pendant une nouvelle période correspondant au pré-temps et ainsi de suite. On peut, à la fin de l'exploration, tracer la courbe dynamique obtenue à partir des résultats de l'imprimante.

Notons cependant que ce fonctionnement ne permet pas de réaliser des études cinétiques rapides car, d'une part, si l'on utilise comme périphérique de sortie une imprimante série, le temps mort lié à l'impression des résultats peut être considéré comme trop important (0,5 seconde) et d'autre part, le comptage obtenu provient de la totalité du détecteur et non pas simplement d'une zone d'intérêt pré-déterminée ou post-déterminée.

Il est, de plus, impossible d'obtenir le film de l'évolution dans le temps de la radioactivité de l'organe étudié, à moins d'utiliser quelques artifices peu coûteux, parmi lesquels on peut citer l'utilisation d'une caméra de télévision en circuit fermé couplée à un magnétoscope permettant de filmer l'oscilloscope non rémanent de la gamma caméra au cours du temps et de pouvoir ainsi revisualiser le film de la radioactivité de l'organe.

Le choix d'une zone quelconque d'intérêt peut se faire en découpant une feuille de papier noir qui sera fixée sur l'oscilloscope de la gamma caméra et qui limite la zone suspecte. Un simple photomultiplicateur disposé dans une boîte opaque prendra en compte les photons traversant l'orifice découpé dans la feuille de papier noir, les impulsions seront récupérées à la sortie sur un dispositif de comptage simple et la courbe $A = f(t)$ dans la zone suspecte pourra ainsi être obtenue.

2.2. - A l'aide d'un analyseur multicanaux

Lorsque par contre on dispose d'un analyseur multicanaux, les études cinétiques sont rendues possible plus ou moins simplement selon le perfectionnement de l'appareil.

Nous allons rapidement décrire les possibilités et les limites de celui dont nous disposons.

Elles font intervenir le fonctionnement automatique, mode d'utilisation que nous avons déjà signalé sans l'expliciter.

Plusieurs modalités sont possibles :

La première consiste, après avoir défini le format et les conditions d'acquisition de l'image scintigraphique, à accumuler les données pendant le pré-temps choisi, puis à les lire selon un mode de lecture déterminé et de recommencer un nombre déterminé de fois au cours du temps.

Remarquons tout de suite, que dans ce mode de fonctionnement, il n'y a plus d'accumulation pendant le temps de lecture. Ce temps apparaît donc comme un temps mort dont l'importance dépend du mode de lecture choisi.

Il ne devient suffisamment petit, pour être compatible avec la notion d'étude dynamique, que si la sortie des résultats est choisie sous forme d'intégration du contenu des canaux compris entre des limites pré-déterminées.

L'accumulation se fait donc selon un mode déterminé, puis s'effectuent la lecture et les calculs automatiques éventuels, et enfin, la sortie des résultats avec ou sans effacement du contenu de la mémoire avant que ne commence un nouveau comptage identique et ainsi de suite.

On peut remédier à la perte des informations pendant la lecture et le traitement des données grâce au fonctionnement en position dite automatique simultanée.

La possibilité la plus adaptée consiste à accumuler les données sur une moitié de la mémoire pendant qu'on lit l'autre moitié et vice versa.

Il faut alors que le temps de lecture (qui, nous le rappelons dépend du mode choisi) soit inférieur au pré-temps ce qui est le cas si l'on se contente de l'intégration des résultats avec lecture du dernier canal.

Mais cette méthode n'est pas assez précise puisqu'elle ne permet pas de conserver en mémoire le déroulement de l'activité dans le temps et qu'elle ne permet pas également de ne tenir compte que des canaux concernés par la zone d'intérêt.

La sortie des résultats sur bande perforée étant trop longue pour des études cinétiques habituelles, seule la sortie sur enregistreur magnétique incrémental est suffisamment rapide pour prendre en compte les adresses et les

contenus des canaux de la zone de stockage et pour pouvoir, dans un deuxième temps, revoir le déroulement de la radioactivité pour en tirer le maximum d'informations, la zone d'intérêt ne pouvant être bien déterminée qu'a posteriori.

En ce qui nous concerne nous n'avons pas retenu cette solution puisqu'elle implique un équipement malgré tout assez coûteux, qui deviendra caduque lorsque nous aurons réalisé la connexion directe gamma caméra ordinateur.

3. - Possibilités et limites de la logique câblée en Médecine Nucléaire

Nous pouvons donc conclure sur les avantages et les limites de l'utilisation d'un analyseur multicanaux en scintigraphie numérique.

Outre la souplesse d'utilisation dans l'acquisition et la restitution des images, le caractère numérique de la scintigraphie permet d'appliquer un certain nombre de calculs simples améliorant la qualité et la présentation des résultats.

Par ailleurs, en fonction de l'importance du système, de véritables études cinétiques peuvent être réalisées, améliorant ainsi les renseignements obtenus au cours d'une exploration fonctionnelle.

Toutes ces raisons permettent de comprendre le développement qu'ont connu de tels systèmes. Ils ne sont pas cependant sans inconvénients.

Pour réaliser l'ensemble des opérations décrites, on a besoin d'un équipement déjà sophistiqué dont le prix de revient est loin d'être négligeable. Et pourtant cet ensemble ne permet pas de réaliser certaines opérations sur les données qui apparaissent maintenant comme très souhaitables (lissages et corrections de champ par exemple) et on est alors tenté, lorsque l'équipement de base le permet, d'adjoindre au système un calculateur adapté qui en augmente encore le prix de revient : celui-ci atteignant alors, ou peu s'en faut, le prix d'un ordinateur connectable en temps réel sur la gamma caméra, solution qui présente par rapport à l'analyseur des avantages certains sur lesquels nous reviendrons.

On a invoqué la facilité d'utilisation de l'analyseur par rapport à l'ordinateur : elle n'est en fait qu'apparente, le panneau frontal d'un analyseur présente une réelle complexité surtout si les explorations doivent être réalisées en routine par une opératrice et par ailleurs le développement de programmes conversationnels sur ordinateur permet de travailler presque exclusivement avec le clavier d'une télétype lorsque cette solution a été adoptée.

Que proposer alors ?

Le problème se pose évidemment bien différemment selon qu'il s'agit

d'un laboratoire déjà équipé ou d'un nouveau laboratoire.

Nous verrons cependant, dans le chapitre suivant, que la connexion gamma caméra - analyseur - ordinateur présente quelques avantages par rapport à la connexion directe gamma caméra - ordinateur et permet de trouver une utilisation assez rationnelle d'un système déjà existant.

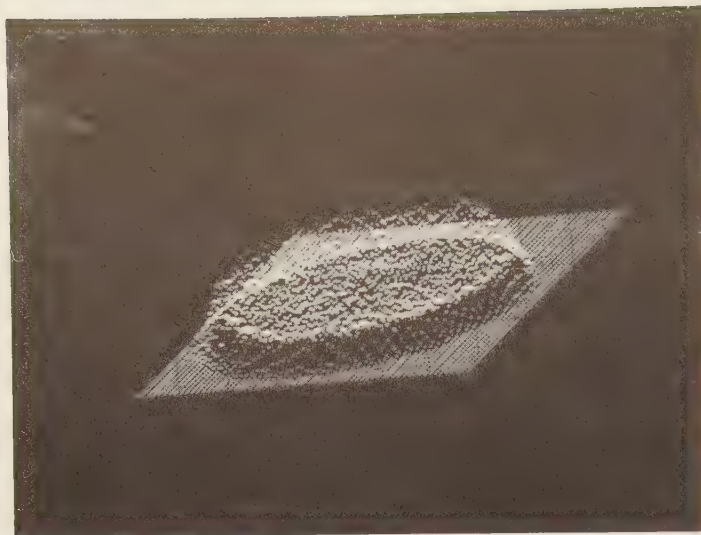


FIG. 76
 Source étendue I^{131}
 Collimateur cylindrique
 300 μCi , $t = 500$ s
 Visualisation isométrique

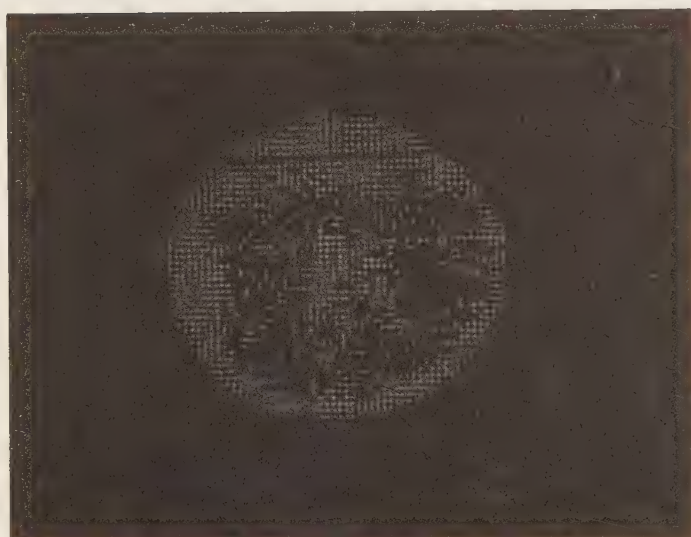


FIG. 77
 Source étendue I^{131}
 Collimateur cylindrique
 300 μCi , $t = 500$ s
 Isodose $N > 150$



FIG. 78
 Source étendue I^{131}
 Collimateur cylindrique
 300 μCi , $t = 500$ s
 Isodose $50 < N < 150$

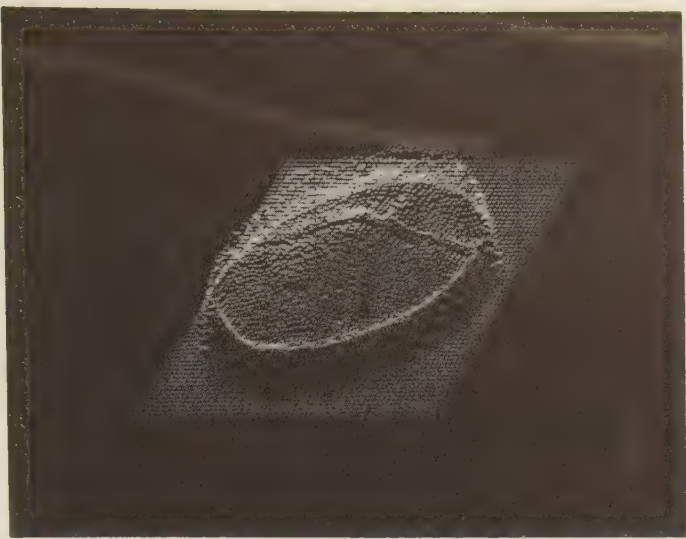


FIG. 79
Source étendue I¹³¹
Collimateur pin hole
300 μ Ci, t = 500 s
Visualisation isométrique



FIG. 80
Source étendue I¹³¹
Collimateur pin hole
300 μ Ci, t = 500 s
Isodose N > 4000



FIG. 81
Source étendue I¹³¹
Collimateur pin hole
300 μ Ci, t = 500 s
Isodose 3000 < N < 4000
d = 5 cm

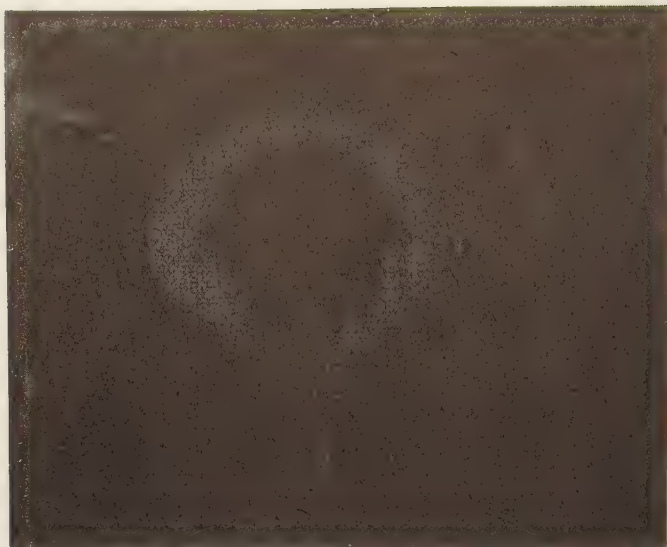


FIG. 82
Source étendue I^{131}
Collimateur pin hole
300 μCi , $t = 500$ s
Isodose $200 < N < 3000$
 $d = 5$ cm



FIG. 83
Source étendue I^{131}
Collimateur pin hole
300 μCi , $t = 500$ s
Isodose $25 < N < 2000$



FIG. 84
Thyroïde fantôme 20 g
Collimateur pin hole
100 μCi $\text{Tc}^{99\text{m}}$
Pré-compte 20.000 coups

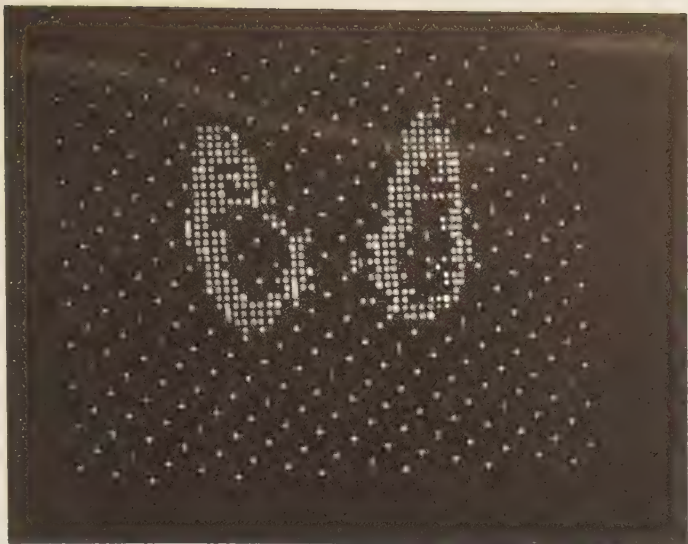


FIG. 85
Thyroïde fantôme 20 g
100 μ Ci Tc^{99m}
Isodose 50 < N < 100



FIG. 86
Thyroïde fantôme 20 g
100 μ Ci Tc^{99m}
Pré-compte 20,000 coups
Nodule froid de 1 cm³ à la base
du lobe gauche

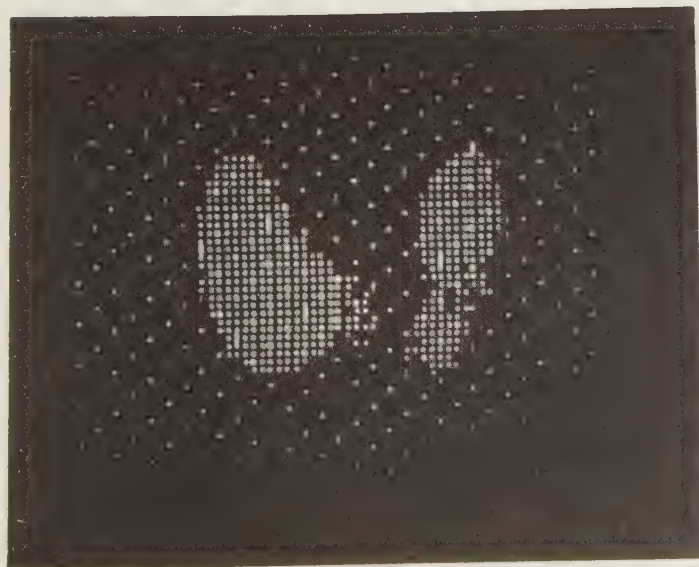


FIG. 87
Thyroïde fantôme 20 g
100 μ Ci Tc^{99m}
Nodule froid de 1 cm³ à la base
du lobe gauche
Isodose N > 50

CHAPITRE IV

LE TRAITEMENT DE L'INFORMATION EN MEDECINE NUCLEAIRE

Nous allons essayer de montrer, au cours de ce chapitre, que lorsque le niveau de complexité du traitement de l'information dépasse certaines limites la solution de l'ordinateur l'emporte sur la solution d'une logique câblée.

L'évolution technologique, la souplesse de la programmation, les possibilités d'entrées-sorties sont, de loin, bien supérieures à celles offertes par les analyseurs et même le coût de revient n'est plus un obstacle.

1. - Considérations générales

Nous demandions à l'ordinateur de pouvoir effectuer un certain nombre de traitements sur les images scintigraphiques sur lesquels nous reviendrons mais aussi de rendre possible de véritables études dynamiques, ce qui éliminait comme nous le montrerons, la solution du travail en temps différé, puisque si elle était possible pour le traitement des images statiques, elle nécessitait, pour les études dynamiques, un complément d'équipement à la sortie de l'analyseur (enregistrement magnétique et son unité de contrôle) et elle présentait en routine de graves inconvénients : impossibilité de traiter l'image immédiatement après son acquisition et difficultés liées à l'éloignement du centre de calcul le plus proche.

Nous avons donc axé notre étude du marché sur les ordinateurs pouvant répondre à ce genre d'application et, en particulier pouvant fonctionner de manière satisfaisante en temps réel.

Par ailleurs, des problèmes spécifiques d'exploitation nous ont conduits à rechercher un ordinateur pouvant assurer des fonctions très diverses, touchant essentiellement :

- le calcul scientifique : analyse statistique, correction des images scintigraphiques, opérations mathématiques diverses etc...
- le fonctionnement en temps réel pour les études cinétiques
- les problèmes de gestion et la prise en charge de certains travaux administratifs.

La solution retenue n'est donc peut-être pas la plus adaptée aux problèmes spécifiques de médecine nucléaire, mais elle était la seule possible compte tenu des impératifs locaux.

Dans une première phase d'étude, avant la réalisation de la connexion directe avec la gamma caméra, nous avons mis au point les programmes de traitement et nous avons effectué les corrections des images scintigraphiques en différé, celles-ci étant donc exclusivement obtenues sur le mode statique.

L'image numérique est délivrée à la sortie de l'analyseur sous une forme utilisable par l'ordinateur : ruban perforé en code ASCII, puis après traitement, l'ordinateur ne possédant pas d'unité de visualisation, nous avons la possibilité de récupérer les données traitées sur imprimante mais aussi sur perforateur de ruban, l'interface de lecture de l'analyseur permettant de réinjecter dans la mémoire de celui-ci l'image traitée pour permettre sa visualisation dans des conditions identiques à celles de l'image brute.

2. - Connexion gamma caméra - ordinateur

La connexion directe gamma caméra - ordinateur apparaît évidemment comme une solution bien préférable :

- dans le cas des études statiques puisqu'elle évite la manipulation de ruban perforé à l'entrée et à la sortie de l'analyseur et de l'ordinateur, ce qui se traduit par un gain de temps considérable
- dans le cas des études dynamiques, où, comme nous l'avons déjà dit elle est pratiquement indispensable.

Cette connexion peut se réaliser schématiquement de deux façons.

Le calculateur, par l'intermédiaire de ses entrées digitales, peut être connecté directement à la sortie des deux convertisseurs analogiques digitaux disposés sur l'interface de connexion gamma caméra - ordinateur.

Dans ce cas, l'ordinateur fait lui même l'incrémentation en mémoire du nombre de coups totalisé dans une coordonnée $X_i Y_j$ de l'image scintigraphique.

A l'issue du temps d'acquisition, le bloc de 4 K mots correspondant à cette image (dans le cas d'un format 64 x 64) peut alors être vidé sur une mé-

moire de stockage (disques) ce qui limite à $2^{15} - 1 \approx 32\ 000$ le nombre maximum de coups qui peut-être enregistré en binaire pur dans chaque mot, le transfert sur disque nécessitant un temps de l'ordre de 150 ms pendant lequel les totalisations sont perdues.

Dans le cas des études dynamiques, pour éviter la perte des informations pendant ces 150 ms il faut avoir une mémoire centrale plus importante (4 K supplémentaires) de façon à pouvoir travailler en bascule.

Par ailleurs, les impulsions successives ne pourront être exploitées que de manière séquentielle, ce qui signifie que la seconde impulsion ne pourra être enregistrée qu'après incrémentation de la première, limitant ainsi le pouvoir séparateur du système en raison d'un temps mort de l'ordre de 30 μ s entre deux coups.

La connexion analyseur - ordinateur par contre, permet d'obtenir une meilleure résolution du système. L'analyseur étant relié par un interface au canal d'accès direct à la mémoire de l'ordinateur, un transfert sur le mode séquentiel, sans adresse, de chaque mot mémoire de l'analyseur à la fin de l'acquisition de l'image étant alors suffisant.

Il nécessite un temps de transfert de l'ordre de 4 μ s par mot soit 16 ms pour une image de 4 K mots.

L'interface de connexion doit donc permettre le transfert dans les deux sens des blocs de données, c'est-à-dire qu'il doit comporter un système de portes discriminant les fonctions d'entrées-sorties et un interface permettant de présenter à l'ordinateur des mots de 16 bits compatibles.

3. Bibliothèque de programmes

Nous allons maintenant décrire la bibliothèque de programmes que nous avons conçue pour ce type d'application en précisant, à chaque fois le mode d'utilisation de ceux-ci.

3.1. - Programmes spécifiques du système

Voyons tout d'abord quels sont les programmes spécifiques du système.

a) Le moniteur ou superviseur est un programme écrit en auto-code qui est chargé de gérer les principales fonctions du système :

- fonctions d'entrées sorties, chargement d'un programme, assignation des priorités, contrôle des processeurs etc...

b) Les processeurs sont des programmes également spécifiques du système chargés de l'interprétation et de l'exécution des demandes formulées par l'utilisateur : ils sont contrôlés en permanence par le moniteur.

Les principaux processeurs sont :

- Le job control processeur qui interprète les cartes de contrôle
- les différents compilateurs (FORTRAN, ALGOL, RUG) chargés de traduire en code objet un programme écrit dans un langage évolué
- l'assembleur chargé de traduire en code objet un programme écrit en langage d'assemblage qui, nous le rappelons, étant un langage plus proche de la machine dont il est spécifique se distingue des langages évolués, ne nécessite pas de compilateur et permet une utilisation plus souple des possibilités de celle-ci.
- le link éditeur qui a pour but de lier entre eux différents modules objets constitués par exemple par un programme principal et ses différents sous programmes. Il permet d'obtenir à partir de ces modules objets un module unique directement chargeable et exécutable.
- Le librarian qui est un processeur chargé de gérer les disques.

c) La bibliothèque du système est un ensemble de programmes permettant d'effectuer des fonctions standard (fonction logarithme, exponentielle, sinus, cosinus, etc...).

Cet ensemble, moniteur, processeurs, bibliothèque, constitue les principaux éléments du système. Il est stocké sur disque et doit être appelé en mémoire centrale à chaque utilisation de la machine. Pour cela, après la mise sous tension de l'ordinateur, on fait exécuter un programme stand alone c'est-à-dire un programme capable d'être exécuté sans système de contrôle.

En cas de configuration plus importante de la mémoire centrale, on peut stocker le système en permanence dans celle-ci et éviter ainsi les transferts disques → mémoire au début de chaque utilisation : c'est ce qu'on appelle un système résident.

3.2. - Bibliothèque de médecine nucléaire

Voyons maintenant comment s'articulent entre eux les différents éléments de la bibliothèque de programmes de médecine nucléaire que nous avons réalisée.

Nous avons voulu, compte tenu des besoins de la routine, concevoir cette bibliothèque sous une forme modulaire permettant un enrichissement de celle-ci au fur et à mesure de l'extension des applications et réaliser une structure conversationnelle, permettant l'exécution d'une suite d'opérations par un dialogue entre l'opérateur et la machine.

3.2.1. - Le programme de tête

Le programme de tête permet d'interpréter les commandes frappées sur la télétype par l'opérateur. Il contrôle la validité de celles-ci et avant de les aiguiller vers les différents modules, il est chargé de demander, le cas échéant des paramètres supplémentaires avant de donner le contrôle au module sélectionné.

Les différents modules dont nous disposons sont les suivants :

- Entrée et sortie des données
- opérations mathématiques
- opérations d'éditions.

3.2.2. - Les programmes d'entrée et de sortie des données

Ils sont écrits en assembleur et ont pour but de lire les données sorties de l'analyseur sous forme de ruban perforé et de restituer sous la même forme les données traitées pour permettre la visualisation de l'image après traitement sur le scope de l'analyseur.

3.2.3. - Le programme de lecture du ruban perforé

Ce programme a été compliqué du fait qu'à la sortie de l'analyseur, le ruban est perforé en code ASCII avec contrôle de parité, alors que la lecture standard sur l'ordinateur n'est utilisable que pour des données codées en ASCII sans contrôle de parité. Nous avons donc dû annuler par programme ce bit de parité pour pouvoir effectuer cette lecture.

Le programme, initialement stocké sur le disque, arrive en mémoire centrale lorsque l'appel de celui-ci a été interprété par le programme de tête.

Nous lui avons donné le code commande : IMAGIN.

Lorsque l'opérateur a frappé ce code de commande sur la télétype, le lecteur de ruban perforé démarre automatiquement et la lecture des données s'effectue pas à pas jusqu'à la fin de la bande.

Le ruban perforé comporte, nous l'avons vu, les contenus de chacun des canaux de l'analyseur, un contrôle d'adresse étant perforé tous les huit canaux. On peut donc effectuer par programme, un contrôle d'identification à la lecture du ruban et procéder le cas échéant à une sélection de celui-ci permettant de lire une partie seulement des données.

C'est la raison pour laquelle, après que l'opérateur ait frappé le code IMAGIN, le programme de tête fait éditer sur la télétype la question :

QUELS CANAUX TRAITEZ-VOUS ?

On doit alors préciser le numéro du canal de départ et du canal d'arrêt.

A la fin de l'exécution de ce programme, les données occupent 4 K mots de la mémoire centrale sous forme binaire pure.

Le contrôle est alors rendu au programme de tête qui interroge l'opérateur pour une nouvelle commande.

3.2.4. - Le programme d'écriture sur ruban

Il a présenté les mêmes difficultés que celles décrites pour le programme de lecture, l'écriture standard ne comportant pas en effet de contrôle de parité et l'identification tous les huit canaux étant de plus requise par l'analyseur pour cette lecture.

Il est lui aussi appelé en mémoire centrale après que l'opérateur ait frappé le code de commande : PERFO et nous avons là encore introduit la possibilité de sélectionner une partie quelconque de la mémoire en précisant les numéros des canaux de départ et d'arrêt sélectionnés en réponse à la question :

QUELS CANAUX TRAITEZ-VOUS ?

3.2.5. - Programmes de stockage et de transfert

En dehors des programmes de lecture et d'écriture sur ruban, nous avons enrichi le module d'entrée sortie des données d'une série de programmes de stockage et de transfert permettant de stocker un bloc de données sur un fichier disque ou de transférer un bloc de données d'une zone de la mémoire à une autre.

Le programme de stockage sur disque présente de nombreux avantages. Il permet en effet de conserver sous une forme directement utilisable des matrices de données employées fréquemment, comme par exemple, les matrices de coefficients qui serviront aux programmes de correction d'hétérogénéité de champ ou encore des matrices correspondant à des images scintigraphiques de référence que l'on veut pouvoir éditer facilement.

Par ailleurs, les données sont stockées sur disque en code ASCII, c'est-à-dire en un code directement interprétable en FORTRAN ce qui permet d'appliquer aux données des traitements mathématiques élaborés qui ne peuvent en aucun cas être écrits en assembleur.

Le passage des données de la mémoire sur le disque est géré par un code de commande : MDISK et effectué après que l'opérateur ait précisé le numéro du fichier disque choisi en réponse à la question :

QUEL FICHIER TRAITEZ-VOUS ?

Réciproquement, le passage des données d'un fichier disque à la mémoire centrale répond au code de commande DMEMO et est effectué après avoir précisé le numéro du fichier disque concerné après l'interrogation :

QUEL FICHIER TRAITEZ-VOUS ?

Les programmes de transferts d'une partie de la mémoire à une autre ont été rendu nécessaire pour effectuer les lissages et les corrections d'hétérogénéité de champ.

Ils permettent, après avoir défini deux zones de 4 K mots appelées A et B dans la mémoire centrale, d'effectuer le passage des données dans un sens ou dans l'autre.

Le code de commande choisi présente deux options :

EXCHAB : transfère la matrice A dans la zone B, en conservant cette matrice dans la zone A

EXCHBA : fait l'opération inverse.

3.2.6. - Les opérations mathématiques

Le groupe de programmes composant le module dit d'opérations mathématiques rassemble les principaux traitements spécifiques de cette bibliothèque de médecine nucléaire.

Il comporte essentiellement :

- le programme de normalisation des matrices
- le programme d'intégration
- les programmes de lissage
- le programme de correction d'hétérogénéité de champ.

Cet ensemble de programmes doit pouvoir s'appliquer à une matrice totale de données (4 K mots) où à une partie seulement de celle-ci ; c'est la raison pour laquelle nous y avons adjoint un programme de sélection d'une zone d'intérêt.

a) Le programme de normalisation a été conçu dans le but de standardiser les résultats quels que soient l'activité de la source détectée et les temps d'acquisition de l'image. Son principe consiste à remplacer chaque valeur brute initiale par un nombre entier inférieur ou égal à 100, en comparant cette valeur à la valeur maximum :

$$A_{ij} = \frac{a_{ij} \times 100}{a_{\max}}$$

Le code de commande est : NORMAL ; il n'y a pas de paramètres supplémentaires à faire intervenir et la valeur normalisée remplace la valeur brute initiale dans la même position de la mémoire. Les valeurs initiales sont donc ainsi détruites et si l'on veut les conserver, on doit utiliser préalablement le programme de transfert d'une zone à l'autre.

Lors de l'exécution de ce programme, il y a également édition sur la télétype de la valeur maximum $a_{\max}$.

b) Les programmes d'intégration ont été conçus pour calculer le nombre total de coups détectés dans une zone déterminée de l'image.

Le code de commande est TINTEG pour l'intégration de tous les canaux de la matrice (total intégration) ou PINTEG pour l'intégration des canaux d'une zone d'intérêt (partial intégration) qui doit être définie par un jeu de coordonnées : X_1, X_2, Y_1, Y_2 qui limitent le rectangle élémentaire choisi.

Rappelons que : $0 \leq X_1$ ou $X_2 \leq 63$
et que $0 \leq Y_1$ ou $Y_2 \leq 63$

Les paramètres doivent être donnés rigoureusement dans cet ordre. Exemple : 12 25 14 38 (avec un zéro dans les dizaines s'il y a lieu).

Cet ordre est d'ailleurs rappelé sur la télétype après l'appel du programme.

Pour l'instant, nous n'avons pas réalisé de programme spécial pour l'intégration d'une zone de forme quelconque et nous devons procéder par intégrations successives des différents rectangles élémentaires inscrits dans celle-ci.

Rappelons cependant, que cette opération d'intégration ne détruisant pas les données initiales on peut procéder sur la même matrice à un nombre quelconque d'intégrations sur des zones de taille quelconque.

c) Les programmes de lissage ont pour but de corriger le caractère aléatoire de la radioactivité, ce qui présente un intérêt capital en médecine nucléaire, les activités injectées au malade ne pouvant dépasser un certain seuil du point de vue dosimétrique et les temps de comptage ne pouvant être augmentés à la demande.

Le contenu de chacun des canaux constituant une image élémentaire est ainsi souvent inférieur à 100, ce qui autorise des fluctuations statistiques relativement importantes.

Bien évidemment, lisser une matrice de données entraîne une altération de l'information puisqu'à la limite, une série de lissages répétés finirait par donner une valeur unique en chaque point de la matrice, quelles que soient les valeurs initiales.

Nous avons programmé différentes méthodes de lissage pour pouvoir, dans un deuxième temps, tester la validité de chacune d'entre elles afin de proposer la méthode la plus légitime.

Les méthodes de lissages programmées sont :

- les lissages par moyennage sans coefficient de pondération en 5 points et en 9 points

- les lissages par moyennage avec coefficients de pondération en 5 points et en 9 points, ces coefficients pouvant être choisis de manière quelconque.

En fait, nous avons testé les lissages suivants :

- en 5 points sans coefficient

$$x_{ij} = \frac{1}{5} (x_{i-1,j} + x_{i,j} + x_{i+1,j} + x_{i,j-1} + x_{i,j+1})$$

- en 5 points avec coefficients de pondération 2 et 1

$$x_{ij} = \frac{1}{6} (2 x_{i,j} + x_{i-1,j} + x_{i+1,j} + x_{i,j-1} + x_{i,j+1})$$

- - en 9 points sans coefficient

$$x_{ij} = \frac{1}{9} (x_{i,j} + x_{i-1,j} + x_{i-1,j+1} + x_{i,j+1} + x_{i+1,j+1} + x_{i+1,j} + x_{i+1,j-1} + x_{i-1,j-1} + x_{i,j-1})$$

- en 9 points avec coefficients de pondération 4, 2 et 1

$$X_{ij} = \frac{1}{16} \left[4 x_{i,j} + 2 (x_{i-1,j} + x_{i,j-1} + x_{i,j+1} + x_{i+1,j}) + \right. \\ \left. x_{i-1,j+1} + x_{i-1,j-1} + x_{i+1,j-1} + x_{i+1,j+1} \right]$$

La commande de ces programmes est : ALICE. Après ce code commande, l'édition de la question :

DONNEZ NOMBRE DE POINTS ET COEFFICIENTS

l'opérateur choisit le mode de lissage.

Exemple : 05 01 01

ce qui signifie lissage en 5 points sans coefficient

ou : 09 04 02 01

ce qui signifie lissage en 9 points avec coefficients 4, 2, 1.

Le mode de lissage étant choisi, le programme ne prend en considération que les adresses définies par :

$$1 \leq i \leq 62 \text{ et } 1 \leq j \leq 62$$

la première adresse traitée étant $i = 1, j = 1$ (l'élimination des lignes $i = 0$ et $i = 63$ et des colonnes $j = 0$ et $j = 63$ s'expliquant facilement du fait qu'elles ne possèdent pas tous les voisins nécessaires).

On peut remarquer d'ailleurs, ici, qu'un lissage altérera forcément les contours d'une image quelconque.

Enfin, si la donnée brute est située dans la zone A, la valeur lissée sera automatiquement rangée dans l'adresse correspondante de la zone B.

d) Le programme de correction d'hétérogénéité de champ : c'est un programme fondamental et spécifique du traitement des données obtenues à l'aide d'une gamma caméra.

Les considérations précédentes sur les facteurs d'altération de la détection d'une source homogène nous ont montré que la réponse de chacun des canaux pouvait fluctuer dans une limite de $\pm 20 \%$ par rapport à la valeur moyenne, ces fluctuations n'étant en rien dues à des phénomènes statistiques (temps de comptage très long, de l'ordre de 50.000 secondes, et activités très fortes de l'ordre de 500 μCi).

La correction par ordinateur de l'hétérogénéité de détection apparaît donc comme une correction globale ne présumant en rien de l'origine de l'altération.

Son principe en est très simple et repose sur l'hypothèse suivante : si le détecteur était parfait, la réponse à une source homogène serait uniforme dans tous les canaux correspondants à la surface de détection.

On a donc défini pour chaque condition de détection : source homogène - collimateur cylindrique et source homogène - collimateur pin hole à différentes distances, les réponses obtenues. L'inverse de chacune des valeurs permet ainsi de définir le coefficient de pondération de chaque adresse.

Une valeur x_{ij} de la matrice obtenue à partir d'une source homogène définira ainsi le coefficient :

$$K_{ij} = \frac{x_{\max}}{x_{ij}}$$

la valeur $x_{\max}$ correspondant au canal ayant le contenu le plus élevé, qui, étant pris comme référence, sera pondéré par le coefficient 1.

Ce programme est appelé par le code commande : HETERO, la matrice de données à corriger étant dans la zone A, la matrice correspondant à la réponse à une source homogène est dans la zone B.

La valeur brute a_{ij} de la matrice A donnera naissance à la valeur corrigée B_{ij} :

$$B_{ij} = a_{ij} \times \frac{b_{\max}}{b_{ij}}$$

Cette valeur viendra se ranger dans la zone B à la place de b_{ij} .

A chaque application de ce programme, la matrice de réponse à une source homogène est ainsi détruite, c'est la raison pour laquelle nous la stockons sur disque pour pouvoir la rappeler en mémoire centrale pour une nouvelle correction éventuelle.

e) Un programme de sélection d'amplitude permet, comme pour les sélections de zones d'intérêt définies par des coordonnées XY, de choisir une zone d'intérêt définie par des coordonnées Z c'est-à-dire de ne prendre en considération que les canaux dont le contenu est compris entre Z_1 et Z_2 .

L'application de ce programme commandé par la code : SELEC Z après réponse à la question :

DONNEZ Z_1 Z_2

annule le contenu de tous les canaux qui n'entrent pas dans la sélection choisie.

f) Des programmes complémentaires

- addition ou soustraction d'un nombre quelconque à tout ou partie d'une matrice

- multiplication ou division de tout ou partie d'une matrice par un facteur constant choisi de manière quelconque

- addition ou soustraction de deux matrices

sont également disponibles. Ils permettent, dans certains cas, de compléter les traitements (soustraction du bruit de fond, scintigraphie pancréatique, etc..).

3.2.7. - Le module d'édition

Le groupe de programmes constituant le module d'édition permet la sortie des données avant et après traitement, selon différents modes :

- liste des données
- visualisation des isodoses
- visualisation des coupes
- visualisation isométrique

a) Le programme de liste des données a pour but d'obtenir sur l'imprimante le contenu rangé par adresse des canaux d'une matrice. Il s'agit bien entendu d'une matrice quelconque : brute, normalisée, lissée, corrigée.

Ce programme, comme tout programme d'édition, n'altère en rien la matrice et ne nécessite pas de transfert d'une zone à une autre.

Son code de commande est : LISTE A ou LISTE B, suivant que l'on veut obtenir la zone A ou la zone B de la mémoire centrale.

b) Le programme de visualisation des isodoses permet l'édition de l'image sous une forme particulièrement intéressante en médecine nucléaire. Il rend possible en effet la visualisation simultanée des différents niveaux de radioactivité de l'organe, alors que sur un analyseur on ne peut visualiser qu'une seule isodose à la fois.

Dans le programme que nous proposons, un découpage des niveaux de radioactivité a été réalisé en cinq tranches couvrant l'échelle des Z entre deux valeurs choisies en référence Z_1 et Z_2 .

Différents cas sont possibles :

Sur une matrice normalisée, la commande GNIVO appliquée sur la zone A ou sur la zone B (GNIVO A ou GNIVO B) donnera automatiquement un découpage en cinq tranches allant de 0 à 100 (0 à 20, 20 à 40, 40 à 60, 60 à 80, 80 à 100).

Dans le cas d'une matrice quelconque, la commande FNIVO A sur A ou B (FNIVO A ou FNIVO B) après avoir précisé l'intervalle de visualisation en réponse à l'ordre :

DONNEZ $Z_1 Z_2$

procure un découpage en cinq tranches égales de l'intervalle choisi.

Exemple : $Z_1 Z_2 = 000 400$

donnera un découpage entre 0, 80, 160, 240, 320, 400.

et $Z_1 Z_2 = 010 060$

donnera un découpage entre 10, 20, 30, 40, 50, 60.

La visualisation des tranches successives qui peuvent nous le voyons s'étager dans un intervalle quelconque sera symboliquement représentée par les codes :

1ère tranche :	blanc
2ème tranche :	B
3ème tranche :	.
4ème tranche :	/
5ème tranche :	W

Au moment de l'édition de la matrice codée, une impression de la table de correspondance code-intervalle et les valeurs des bornes de chaque intervalle sont également obtenues.

c) Les programmes de coupe permettent l'édition d'une ligne ou d'une colonne d'une matrice quelconque. Ils sont appelés suivant le code X COUP ou Y COUP, selon qu'on désire une coupe horizontale ou verticale et on doit là encore préciser s'il s'agit de la zone A ou de la zone B de la mémoire.

Après l'appel du programme on doit préciser la valeur de X ou de Y en réponse à l'ordre :

DONNEZ X ou DONNEZ Y

inscrit sur la télétype.

Rappelons que :

$0 \leq x \leq 63$ et que $0 \leq y \leq 63$

Ce programme de coupe ne peut s'appliquer qu'à des matrices initia-

lement normalisées. Il permet une comparaison commode et rapide de la variation de la radioactivité selon un axe de coordonnées, dans une région quelconque de l'organe.

Les résultats sont obtenus sous la forme d'un histogramme fait d'astérisques, l'ordonnée étant graduée de 10 en 10 entre 0 et 100 et le numéro dans la ligne ou dans la colonne étant porté en abscisse de 0 à 63.

```

*****LIBRARY DIRECTORY*****
****LIBNAM**** EDA**** NST
      SC102      0000      0001
****MODNAM****SUCT**** NL **** EML**** PRA**** NL
 1  PVISI      0000      0000      0001      0001
 2  PCOUX      0000      0004      0001      0008
 3  PASEL      0000      0001      0001      0000
 4  PANOR      0000      0001      0001      000F
 5  PAINT      0000      0002      0001      0011
 6  PHETER     0000      0003      0001      0014
 7  ENTUI      0000      0001      0001      0018
 8  PLHANG     0000      0000      0000      001A
 9  GRUO2      0000      0002      0000      0026
10  PLIS1      0000      0012      0001      0028
11  LISS2      0000      0005      0000      0038
12  TIMEH      0000      0009      0000      0040
   PERFOIS     0000      0003      0000      0049
   PERFOIS     0000      0003      0000      004C
13  PERFOR     0000      000A      0000      004F
14  RISAS      0000      0004      0000      0059
15  MEMAS      0000      0004      0000      005h
X&LF TYPE=SC, EDA=SC102

```

FIG. 88

LISTE DES SOUS PROGRAMMES DE MEDECINE NUCLEAIRE

- 1 - Visualisation des pourcentages
- 2 - coupe suivant Y
- 3 - coupe suivant X
- 4 - Sélection d'une zone d'intérêt ($Z_1 < Z < Z_2$)
- 5.- Normalisation des valeurs brutes (MAX = 100)
- 6 - Intégration du nombre de coups d'une zone rectangulaire
- 7 - Correction d'hétérogénéité
- 8 - Lecture des données sur ruban
- 9 - Echange de deux zones de mémoire centrale
- 10 - Programme de tête
- 11 - Liste des valeurs brutes
- 12 - Lissages
- 13 - Perforation sur ruban du contenu des 4096 canaux (code compatible avec l'analyseur)
- 14 - Transfert fichier disque en mémoire centrale
- 15 - Transfert zone mémoire centrale sur fichier disque

FIG. 89 - PROGRAMME DE VISUALISATION DES ISODOSES

```

0 IDENT PVISU
1 ENTRY VISUAL
2 EXTEN PLEUR,MATH,MDDO,CONV,CONVER,RESUL,MATA,BUF,PLAN,DECB
3 EXTEN RETO,CTIN
4 DATA X1041
5 RES X11
6 DATA X1
7 RES X12
8 PARAM2 RES X11
9 TMA RES X11
10 AUFILL DATA 1 VISUALISATION DES NIVEAUX D'ACTIVITE'
11 DEFCAN DATA 1 LE CARACTERE REPRESENTANT UN INTERVALLE DE A1
12 DATA 1
13 DATA X121201
14 RES X11
15 TMA DATA X121201
16 DATA X11
17 DATA X121201
18 RES X11
19 DATA X121201
20 RES X11
21 DATA X121201
22 RES X11
23 DATA X121201
24 RES X11
25 VIN AI LHA F1E1R+4
26 DATA X1
27 DATA X1
28 LHA X121201
29 STA PLAN+2
30 DATA X1
31 STA X121201
32 VISUAL LHA F1E1R+4
33 DATA X1
34 DATA X1
35 DATA X1
36 DATA X1
37 STA TMA
38 DATA X1
39 DATA X1
40 STA TMA+12,3
41 DATA X1
42 DATA X1
43 DATA X1
44 DATA X1
45 DATA X1
46 DATA X1
47 DATA X1
48 DATA X1
49 DATA X1
50 DATA X1
51 STA DECHT1+1 IMPRESSION DU TITRE
52 LHA X121201
53 DATA X1
54 DATA X1
55 DATA X1
56 STA DEFCAN
57 LHA DEFCAN
58 STA DEFCAN
59 LHA DEFCAN
60 DATA X1
61 DATA X1
62 DATA X1
63 DATA X1
64 DATA X1
65 STA DEFCAN+23

```

FIG. 90 - PROGRAMME DE SELECTION DE ZONE

0		IDENT	PASEL
1		ENTRY	ASELEC
2		EXTRN	MATH,FLEUR,RETO
3	ASELEC	EQU	*
4		LK2	-4096
5	DEBS	LDA	MATH+4096,2
6		BC0	INC
7		CMP	FLEUR
8		BC2	SU
9		CMP	FLEUR+1
10		BC1	SU
11		BR	INC
12	SU	LKA	0
13	INC	STA	MATH+4096,2
14		LM	2
15		BN	DEBS
16		BR	RETO
17		END	

Les canaux dont le contenu Z est $\begin{cases} > Z_1 \\ < Z_2 \end{cases}$ sont mis à zéro.

```

0 IDENT PAINT
1 ENTRI AINT
2 EXTHA TOT,FLEUR,MATA,CONVAS,TOTREC,PECHM,METO,ECHM
3 MAXTO DATA ' TOTW
4 ADH MES M,1
5 ADH1 MES M,1
6 BUS MES M,1
7 DF MES M,1
8 DY MES M,1
9 DX MES M,1
10 AINT EQU 0
11 LKA 0
12 STA TOT
13 STA TOT+1
14 LDA FLEUR+3
15 AKA 1
16 SLL 6
17 AKA M,1
18 STA BUS
19 LDA FLEUR+1
20 SHB FLEUR
21 AKA M,1
22 STA DA
23 CPA
24 AKA 1
25 STA 2
26 LDA FLEUR+3
27 SHB FLEUR+2
28 AKA M,1
29 STA DY
30 CPA
31 AKA 1
32 STA 1
33 LKA 63
34 SHB FLEUR+1
35 STA DF
36 LKA MATA
37 AND BUS
38 SHB DF
39 ADD 2
40 SLI STA ALR1
41 STA ALR
42 LDA DA
43 CPA
44 AKA 1
45 STA 2
46 SCU1 LDA TOT+1
47 SCU2 ADD ALR
48 STA TOT+1
49 EPS DVEN
50 IM ALR
51 IM 2
52 DM SCOT
53 DM SULI
54 UVEG LKA 0
55 KR TOT+1
56 IM TOT
57 IM ALR
58 IM 2

```

```

54 M SULL
55 SULL L,1
56 ALR ALR
57 I,1
58 M SLI
59 I,1 CONVAS
60 L,1 M
61 M,1 T,1,1,1,1
62 STA M,1,1,1,1
63 I,1
64 M,1 M,1,1,1,1
65 L,1 M,1,1,1,1
66 STA M,1,1,1,1
67 LKA 14
68 STA M,1,1,1,1
69 KR MFTU
70 ENI

```

FIG. 91 - PROGRAMME D'INTEGRATION

Les paramètres définissant la zone à intégrer (x_1, x_2, y_1, y_2) sont transmis dans la zone FLEUR.

FIG. 92 - PROGRAMME DE CORRECTION D'HETEROGENEITE
DE CHAMP

0		IDENT	RHETER
1		ENTRY	HETERO
2		EXTRE	MATA,MATB,RETO
3	MAX1	RES	N,1
4	HETERO	EQU	*
5		LK2	-4096
6		LKA	0
7		STA	MAX1
8	DEBM1	LDA	MATA+4096,2
9		CMP	MAX1
10		BC1	STOR1
11		BR	INC2
12	STOR1	STA	MAX1
13	INC2	IM	2
14		BN	DEBM1
15		LK2	-4096
16	RECAL	LDA	MAX1
17		MUL	MATR+4096,2
18		DIV	MATA+4096,2
19		STA	MATR+4096,2
20		IM	2
21		BN	RECAL
22		BR	RETO
23		END	

FIG. 93 - PROGRAMME DE LISSAGES

0	INENT	LIS82	59	FL031	LDA	2
1	ENTRY	ALICE	60		AKA	1
2	EXTRN	MATA,NETO,FLEUR	61		SLL	6
3	EXTNM	MATH	62		ADD	3
4	PONT	MES	63		STA	1
5	COEF	RES	64		LDA	MATA,1
6	ALICE	EDU	65		MUL	FLEUR*2
7		LK2	66		EAB	
8	PLIN	LK3	67		ALD	COEF*1
9	PCOL	LKA	68		ALV	FL04
10		STA	69		STA	COEF*1
11		STA	70		RR	FL041
12		LDA	71	FL04	ST	COEF*1
13		SLL	72		LKA	1
14		ADD	73		ADD	COEF
15		STA	74		STA	COEF
16		LDA	75	FL041	LDA	2
17		MUL	76		SLL	6
18		EAB	77		ARG	3
19		ADD	78		AKA	1
20		ROV	79		STA	1
21		STA	80		LDA	MATA,1
22		RR	81		MUL	FLEUR*2
23	FL01	STA	82		EAB	
24		LKA	83		ALD	COEF*1
25		ADD	84		ROV	FL05
26		STA	85		STA	COEF*1
27	FL011	LDA	86		RR	FL051
28		AKA	87	FL05	STA	COEF*1
29		SLL	88		LKA	1
30		ADD	89		ADD	COEF
31		STA	90		STI	COEF
32		LDA	91	FL051	LD	2
33		MUL	92		AKA	-1
34		EAB	93		SLL	6
35		ADD	94		ADD	3
36		ROV	95		AKA	-1
37		STA	96		STA	1
38		RR	97		LDA	MATA,1
39	FL02	STA	98		MUL	FLEUR*3
40		LKA	99		EAB	
41		ADD	100		ALD	COEF*1
42		STA	101		ALV	FL06
43	FL021	LDA	102		STA	COEF*1
44		SLL	103		RR	FL061
45		ADD	104	FL06	STA	COEF*1
46		AKA	105		LKA	1
47		STA	106		ADD	COEF
48		LDA	107		STA	COEF
49		MUL	108	FL061	LDA	2
50		EAB	109		AKA	-1
51		ADD	110		SLL	6
52		ROV	111		ADD	3
53		STA	112		AKA	1
54		RR	113		STA	1
55	FL03	STA	114		LDA	MATA,1
56		LKA	115		MUL	FLEUR*3
57		ALD	116		EAB	
58		STA	117		ALD	COEF*1

(PROGRAMME DE LISSAGES - suite)

```

118      ROV      FLO7
119      STA      COEF+1
120      BR       FLO71
121      FLO7     STA      COEF+1
122      LKA      1
123      ADD      COEF
124      STA      COEF
125      FLO71   LDA      2
126      AKA      1
127      SLL      6
128      ADD      3
129      AKA      -1
130      STA      1
131      LDA      MATA,1
132      MUL      FLEUR+3
133      EAB
134      ADD      COEF+1
135      ROV      FLO8
136      STA      COEF+1
137      BR       FLO81
138      FLO8     STA      COEF+1
139      LKA      1
140      ADD      COEF
141      STA      COEF
142      FLO81   LDA      2
143      AKA      1
144      SLL      6
145      ADD      3
146      AKA      1
147      LDA      MATA,1
148      MUL      FLEUR+3
149      EAB
150      ADD      COEF+1
151      ROV      FLO9
152      STA      COEF+1
153      BR       FLO91
154      FLO9     STA      COEF+1
155      LKA      1
156      ADD      COEF
157      STA      COEF
158      FLO91   LDA      FLEUR+2
159      SLL      2
160      STA      PONT
161      LDA      FLEUR+3
162      SLL      2
163      ADD      PONT
164      ADD      FLEUR+1
165      STA      PONT
166      LDA      COEF
167      LDB      COEF+1
168      DIV      PONT
169      STA      COEF
170      LDA      2
171      SLL      6
172      ADD      3
173      STA      1
174      LDA      COEF
175      STA      MATA,1
176      AKA      63

```

```

177      LKA      63
178      CMP      3
179      HCL      1
180      AK2      1
181      LKA      63
182      CMP      2
183      HCL      PLIN
184      LKA      0
185      CADRE   LDA      MATA,3
186      STA      MATA,3
187      LDA      MATA+4032,3
188      STA      MATA+4032,3
189      LDA      3
190      SLL      6
191      STA      1
192      LDA      MATA,1
193      STA      MATA,1
194      LDA      MATA+63,1
195      STA      MATA+63,1
196      AK3      1
197      LKA      64
198      CMP      3
199      HCL      CADRE
200      BR       RETO
201      END

```

Les paramètres (nombre de points, valeurs des coefficients de pondération) sont transmis par le programme de tête dans la zone FLEUR.

FIG. 94 - PROGRAMME DE VISUALISATION ISOMETRIQUE

```

1      DIMENSION ITAB(40,35),INF(20),ISUP(20),ICART(19)
2      DATA IT/2H *//,IB/2H /
3      IE=3
4      IO=4
5      DO 1 I=1,40
6      DO 1 J=1,35
7      ITAB(I,J)=0
8      CONTINUE
9      DO 2 I=1,20
10     READ (IE,100) (ICART(J),J=1,19)
11     IPREC=13+I
12     DO 22 K=1,19
13     IP0=ICART(K)
14     IARS=21-I*K
15     IORD=14+I=IP0I
16     (ITAB(IARS,IORD)=I
17     IF (IORD,01,IPREC) GO TO 23
18     L=IPREC-I
19     DO 21 J=10RD,L
20     ITAB(IARS,J)=I
21     CONTINUE
22     GO TO 22
23     L=IORD=I
24     LI=IARS-I
25     DO 24 J=IPREC,L
26     ITAB(LI,J)=I
27     CONTINUE
28     IPREC=IORD
29     2 CONTINUE
30     DO 3 I=1,35
31     DO 31 K=1,20
32     INF(K)=0
33     ISUP(K)=0
34     CONTINUE
35     31 ICOMP=0
36     DO 32 J=1,40
37     M=ITAB(I,J)
38     IF (M.EQ.0) GO TO 32
39     IF (M=ICOMP) 322,321,322
40     321 IF (INF(M).EQ.0) GO TO 323
41     IF (ISUP(M).EQ.0) GO TO 323
42     (SUP(M)=J
43     GO TO 324
44     322 IF (INF(M).EQ.0) GO TO 323
45     ISUP(M)=J
46     GO TO 324
47     323 INF(M)=J
48     324 ICOMP=M
49     32 CONTINUE
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65
66
67
68
69
70
71
72
73
74
75
76
77
78
79
80
81
82
83
84
85
86
87
88
89
90
91
92
93
94
95
96
97
98
99
100
101
102
103
104
105
106
107
108
109
110
111
112
113
114
115
116
117
118
119
120
121
122
123
124
125
126
127
128
129
130
131
132
133
134
135
136
137
138
139
140
141
142
143
144
145
146
147
148
149
150
151
152
153
154
155
156
157
158
159
160
161
162
163
164
165
166
167
168
169
170
171
172
173
174
175
176
177
178
179
180
181
182
183
184
185
186
187
188
189
190
191
192
193
194
195
196
197
198
199
200
201
202
203
204
205
206
207
208
209
210
211
212
213
214
215
216
217
218
219
220
221
222
223
224
225
226
227
228
229
230
231
232
233
234
235
236
237
238
239
240
241
242
243
244
245
246
247
248
249
250
251
252
253
254
255
256
257
258
259
260
261
262
263
264
265
266
267
268
269
270
271
272
273
274
275
276
277
278
279
280
281
282
283
284
285
286
287
288
289
290
291
292
293
294
295
296
297
298
299
300
301
302
303
304
305
306
307
308
309
310
311
312
313
314
315
316
317
318
319
320
321
322
323
324
325
326
327
328
329
330
331
332
333
334
335
336
337
338
339
340
341
342
343
344
345
346
347
348
349
350
351
352
353
354
355
356
357
358
359
360
361
362
363
364
365
366
367
368
369
370
371
372
373
374
375
376
377
378
379
380
381
382
383
384
385
386
387
388
389
390
391
392
393
394
395
396
397
398
399
400
401
402
403
404
405
406
407
408
409
410
411
412
413
414
415
416
417
418
419
420
421
422
423
424
425
426
427
428
429
430
431
432
433
434
435
436
437
438
439
440
441
442
443
444
445
446
447
448
449
450
451
452
453
454
455
456
457
458
459
460
461
462
463
464
465
466
467
468
469
470
471
472
473
474
475
476
477
478
479
480
481
482
483
484
485
486
487
488
489
490
491
492
493
494
495
496
497
498
499
500
501
502
503
504
505
506
507
508
509
510
511
512
513
514
515
516
517
518
519
520
521
522
523
524
525
526
527
528
529
530
531
532
533
534
535
536
537
538
539
540
541
542
543
544
545
546
547
548
549
550
551
552
553
554
555
556
557
558
559
560
561
562
563
564
565
566
567
568
569
570
571
572
573
574
575
576
577
578
579
580
581
582
583
584
585
586
587
588
589
590
591
592
593
594
595
596
597
598
599
600
601
602
603
604
605
606
607
608
609
610
611
612
613
614
615
616
617
618
619
620
621
622
623
624
625
626
627
628
629
630
631
632
633
634
635
636
637
638
639
640
641
642
643
644
645
646
647
648
649
650
651
652
653
654
655
656
657
658
659
660
661
662
663
664
665
666
667
668
669
670
671
672
673
674
675
676
677
678
679
680
681
682
683
684
685
686
687
688
689
690
691
692
693
694
695
696
697
698
699
700
701
702
703
704
705
706
707
708
709
710
711
712
713
714
715
716
717
718
719
720
721
722
723
724
725
726
727
728
729
730
731
732
733
734
735
736
737
738
739
740
741
742
743
744
745
746
747
748
749
750
751
752
753
754
755
756
757
758
759
760
761
762
763
764
765
766
767
768
769
770
771
772
773
774
775
776
777
778
779
780
781
782
783
784
785
786
787
788
789
790
791
792
793
794
795
796
797
798
799
800
801
802
803
804
805
806
807
808
809
810
811
812
813
814
815
816
817
818
819
820
821
822
823
824
825
826
827
828
829
830
831
832
833
834
835
836
837
838
839
840
841
842
843
844
845
846
847
848
849
850
851
852
853
854
855
856
857
858
859
860
861
862
863
864
865
866
867
868
869
870
871
872
873
874
875
876
877
878
879
880
881
882
883
884
885
886
887
888
889
890
891
892
893
894
895
896
897
898
899
900
901
902
903
904
905
906
907
908
909
910
911
912
913
914
915
916
917
918
919
920
921
922
923
924
925
926
927
928
929
930
931
932
933
934
935
936
937
938
939
940
941
942
943
944
945
946
947
948
949
950
951
952
953
954
955
956
957
958
959
960
961
962
963
964
965
966
967
968
969
970
971
972
973
974
975
976
977
978
979
980
981
982
983
984
985
986
987
988
989
990
991
992
993
994
995
996
997
998
999
1000

```

FIG. 95 - TESTS DE VALIDITE DES LISSAGES

0	1	DIMENSION ISB(3,64),ISL(64),IMP(36),IPOND(3)	62	63	FNUMB=NUMB
1	2	READ (3,900) ISB(1,IL),IPOND(1),I=1,3)	63	64	FNUMB=FNUMB+100/1444
2	3	REWIND IS	64	65	WRITE (4,2300) FNUMB
3	4	REWIND IL	65	66	REWIND IL
4	5	NUMB=0	66	67	REWIND IS
5	6	QUI=0	67	68	DO 7 I=1,14
6	7	WRITE (4,2000)	68	69	READ (IL,1000) (ISL(J),J=1,64)
7	8	DO 9 I=1,14	69	70	READ (IS,1000) (ISR(J),J=1,64)
8	9	READ (IS,1000) (ISB(1,J),J=1,64)	70	71	CONTINUE
9	10	READ (IL,1000) (ISL(J),J=1,64)	71	72	READ (IS,1000) (ISR(2,J),J=1,64)
10	11	CONTINUE	72	73	WRITE (4,2400)
11	12	DO 11 J=15,50	73	74	NUMB=0
12	13	READ (IS,1000) (ISR(1,J),J=1,64)	74	75	DO 31 I=15,50
13	14	READ (IL,1000) (ISL(J),J=1,64)	75	76	READ (IS,1000) (ISR(3,J),J=1,64)
14	15	DO 10 J=15,50	76	77	READ (IL,1000) (ISL(J),J=1,64)
15	16	X=FLOAT(ISB(1,J))	77	78	DO 32 J=15,50
16	17	Y=FLOAT(ISL(J))	78	79	Y=FLOAT(ISB(2,J))
17	18	IF (Y) 60,61,60	79	80	Y=FLOAT(ISL(J))
18	19	QUI=QUI+(X=Y)*(X=Y)/Y	80	81	X00=ISR(1,J=1)
19	20	61 XMIN=X+SQRT(X)*2	81	82	X01=ISR(1,1)
20	21	XMAX=X+SQRT(X)*2	82	83	X02=ISR(1,J=1)
21	22	IF (Y,LT,XMIN) GO TO 20	83	84	X10=ISR(2,J=1)
22	23	IF (Y,LE,XMAX) GO TO 21	84	85	X12=ISR(2,J=1)
23	24	IMP(J-14)=2	85	86	X20=ISR(3,J=1)
24	25	GO TO 10	86	87	X21=ISR(3,J)
25	26	IMP(J-14)=0	87	88	X22=ISR(3,J=1)
26	27	GO TO 10	88	89	DEFNUM=IPOND(1)+4*(IPOND(2)+IPOND(3))
27	28	IMP(J-14)=1	89	90	ANEX=IPOND(1)+IPOND(1)*X
28	29	NUMB=NUMB+1	90	91	ANEX=ANEX+IPOND(2)+IPOND(2)*(X10+X12+X01+X21)
29	30	CONTINUE	91	92	ANEX=ANEX+IPOND(3)+IPOND(3)*(X00+X02+X20+X22)
30	31	WRITE(4,2100) (IMP(J),J=1,36)	92	93	ECTY=SQRT(ANEX)/DEFNUM
31	32	CONTINUE	93	94	YMIN=Y-ECTY*2
32	33	FNUMB=NUMB	94	95	YMAX=Y+ECTY*2
33	34	FNUMB=FNUMB+100/1444	95	96	IF (X,LT,YMIN) GO TO 40
34	35	WRITE (4,2300) FNUMB	96	97	IF (X,LE,YMAX) GO TO 41
35	36	WRITE (4,2200) QUI	97	98	IMP(J-14)=2
36	37	REWIND IS	98	99	GO TO 32
37	38	REWIND IL	99	100	IMP(J-14)=0
38	39	NUMB=0	100	101	GO TO 32
39	40	DO 8 I=1,14	101	102	IMP(J-14)=1
40	41	READ (IS,1000) (ISB(1,J),J=1,64)	102	103	NUMB=NUMB+1
41	42	READ (IL,1000) (ISL(J),J=1,64)	103	104	CONTINUE
42	43	CONTINUE	104	105	WRITE (4,2100) (IMP(J),J=1,36)
43	44	DO 7 I=15,50	105	106	DO 42 J=1,64
44	45	READ (IS,1000) (ISB(1,J),J=1,64)	106	107	ISB(1,J)=ISR(2,J)
45	46	READ (IL,1000) (ISL(J),J=1,64)	107	108	ISR(2,J)=ISR(3,J)
46	47	DO 70 J=15,50	108	109	CONTINUE
47	48	Y=FLOAT(ISB(1,J))	109	110	FNUMB=NUMB
48	49	Y=FLOAT(ISL(J))	110	111	FNUMB=FNUMB+100/1444
49	50	YMIN=Y+SQRT(Y)*2	111	112	WRITE (4,2300) FNUMB
50	51	YMAX=Y+SQRT(Y)*2	112	113	REWIND IS
51	52	IF (X,LT,YMIN) GO TO 80	113	114	REWIND IL
52	53	IF (X,LE,YMAX) GO TO 81	114	115	STOP
53	54	IMP(J-14)=2	115	116	2000 FORMAT(1H1,30X,42HINTERVALLES CENTRES SUR LES VALEURS BRUTES///)
54	55	GO TO 70	116	117	1000 FORMAT(4A16)
55	56	IMP(J-14)=0	117	118	2100 FORMAT(30X,36(11,1X))
56	57	GO TO 70	118	119	2200 FORMAT(20X,14HVALEUR DE QUI=F10,2)
57	58	IMP(J-14)=1	119	120	2300 FORMAT(1H1,20X,59HPOURCENTAGE DE VALEURS APPARTENANT AUX INTERVALLES
58	59	NUMB=NUMB+1	120	121	DEFINIS/F4,1,10H POUR CENT///)
59	60	CONTINUE	121	122	2400 FORMAT(1H1,30X,43HINTERVALLES CENTRES SUR LES VALEURS LISSEES///)
60	61	WRITE(4,2100) (IMP(J),J=1,36)	122	123	900 FORMAT(12,1X,12,3(1X,11))
61	62	CONTINUE	123	123	END

CHAPITRE V

APPLICATIONS DU TRAITEMENT DE L'INFORMATION A DIFFERENTS SYSTEMES

Nous allons, au cours de ce chapitre, étudier les résultats obtenus après traitement des données dans trois cas principaux :

- une source homogène infinie
- des fantômes de forme géométrique bien définie
- des fantômes d'organes.

A chaque étape, nous pourrons comparer les données traitées aux données brutes et apprécier ainsi la validité de la méthode de traitement proposée.

Dans le cas d'une source infinie homogène, nous avons décrit, au cours de l'étude expérimentale la méthode utilisée dans les différents cas (collimateur cylindrique et collimateur pin hole à différentes distances) et nous avons pu apprécier l'importance de l'hétérogénéité de détection, dont nous avons donné une justification théorique et expérimentale.

Le programme de correction d'hétérogénéité de champ étant défini, comme nous l'avons vu, à partir de la réponse à une source homogène, il est bien évident que l'application de ce programme aux données brutes de cette source restitue une image parfaitement uniforme sur toute la surface de détection. Ceci se traduit sur l'édition des isodoses par une réponse ne comportant que le code W et ceci, dans tous les cas.

A propos de cette source homogène, nous avons effectué un test de validité des différentes méthodes de lissage.

Pour cela, nous avons réalisé une détection de cette source avec le collimateur cylindrique pendant un temps de l'ordre de 500 secondes c'est-à-dire un temps suffisamment faible pour que la statistique de comptage soit médiocre.

Nous sommes partis de l'hypothèse suivante.

Dans un quelconque des canaux de la mémoire, le contenu peut varier statistiquement au cours des comptages successifs selon une loi gaussienne.

La valeur obtenue au cours d'un seul comptage peut donc être plus ou moins éloignée de la valeur moyenne que l'on aurait pu déterminer expérimentalement si ce comptage avait été répété une centaine de fois environ.

Nous demandons donc à la méthode de lissage idéale de remplacer dans une position quelconque de la matrice des données une valeur x_{ij} expérimentale par la valeur moyenne $\bar{x}_{ij}$ que l'on aurait pu obtenir par des comptages répétés.

Pour tester chaque méthode de lissage possible, nous avons donc pris en considération l'intervalle défini par la valeur après lissage l_{ij} , avec deux écarts types soit :

$$l_{ij} \pm 2\sqrt{l_{ij}}$$

et pour chacun des canaux de la matrice nous avons cherché si la valeur brute x_{ij} était bien comprise dans l'intervalle ainsi défini.

Pour n'avoir pas à tenir compte des effets de bords dus à des considérations autres que statistiques et pour ne considérer que les points indubitablement situés dans la zone de détection, nous avons testé les points limités par le plus grand carré inscrit dans le cercle de détection soit une matrice de 36 x 36 canaux.

Parmi toutes les méthodes testées, la meilleure sera celle qui, dans le plus grand nombre des cas, sera caractérisée par des valeurs de x_{ij} comprises dans l'intervalle $l_{ij} \pm 2\sqrt{l_{ij}}$. La méthode idéale donnerait alors un pourcentage de cas égal à celui déterminé par la fonction de Gauss, soit 95 % des cas.

Les différentes méthodes testées donnent les résultats suivants :

Méthode de lissage	Pourcentage des
	$l_{ij} - 2\sqrt{l_{ij}} < x_{ij} < l_{ij} + 2\sqrt{l_{ij}}$
9 points 4, 2, 1	93,5 %
9 points 1, 1, 1	88,6 %
5 points 2, 1	97,2 %
5 points 1, 1	92,8 %

POINTEMENT DE VALEURS APPARTENANT AUX INTERVALLES DEFINIS 17.0 POUR CENT

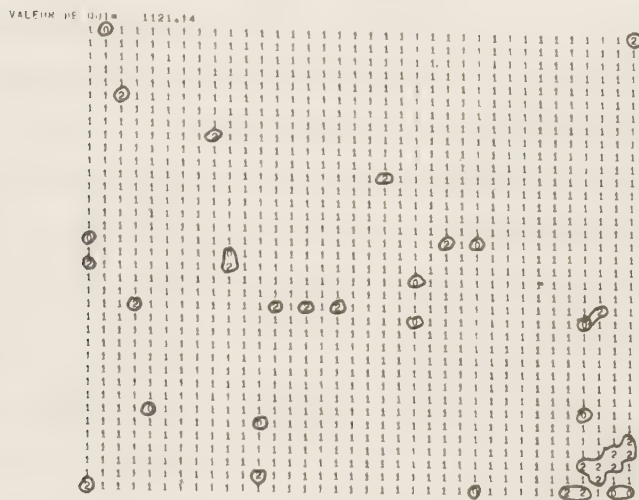


FIG. 96 - INTERVALLES VALEURS LISSEES
 $n - 2\sqrt{n}$, $n + 2\sqrt{n}$

INTERVALLES CENTRES SUR LES VALEURS BRUTES

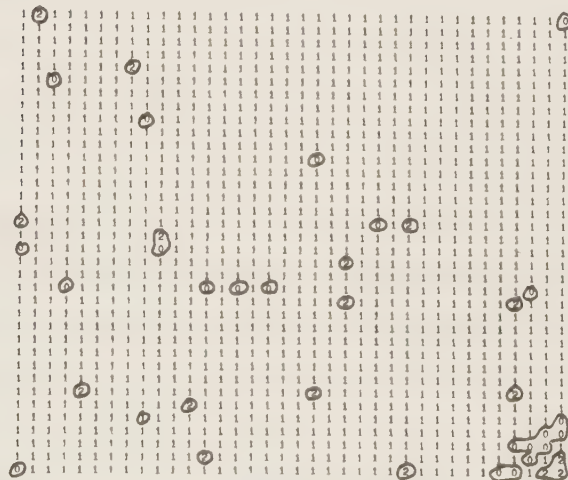


FIG. 97 - LISSAGE 5, 2, 1

Nous voyons ainsi que les lissages en 5 points et en 9 points avec coefficients de pondération sont ceux qui se rapprochent le plus du résultat théorique (95 %) ; ces méthodes doivent donc être préférées aux lissages sans coefficients qui ne répondent pas suffisamment à l'hypothèse énoncée ci-dessus.

Le traitement des données obtenues à partir de fantômes de formes géométriques simples présente un intérêt capital pour tester la validité des méthodes de traitement des images scintigraphiques.

En effet, la connaissance parfaite du volume actif contenant une solution rigoureusement homogène permet de prévoir la réponse théorique de la source et de comparer, par rapport à cette réponse théorique, la réponse brute et la réponse après traitement.

L'expérience a été réalisée avec un fantôme prismatique de 10 cm x 10 cm x 5 cm contenant une solution homogène de 100 μ Ci environ d'iode 131 et placée au centre du détecteur.

La réponse idéale devrait apparaître comme un carré qui sur l'édition des isodoses serait uniforme (W), le reste de la surface détectable étant idéalement nul.

Nous avons comparé, après normalisation des matrices de données

- l'édition en isodoses des données brutes
- l'édition en isodoses des données lissées (9,4,2,1)
- l'édition en isodoses des données lissées et corrigées (HETERO).

L'examen des données brutes fait apparaître une surestimation de la région centrale (code W) et une sous-estimation partielle de la couronne intermédiaire, les bords de l'image sont plus ou moins réguliers et leur niveau est très affaibli (code B).

Une personne non avisée de la forme du fantôme et de son contenu, suspecterait un nodule chaud dans la région centrale compte tenu du fond relativement homogène (code /) de la couronne intermédiaire.

Le lissage de cette matrice, en supprimant les aberrations statistiques, ne fait que confirmer d'une manière plus précise ce pseudo-nodule central.

Au contraire, l'examen de la matrice lissée corrigée est caractérisé par l'apparition sur la presque totalité de celle-ci du code W, l'uniformité obtenue correspond parfaitement à l'uniformité de la source.

Le traitement a permis ainsi de rendre homogène la réponse à une source homogène, ce que l'observateur non avisé confirmera à coup sûr.

Mais l'intérêt essentiel de ce traitement est d'améliorer la possibilité de détection d'une zone d'activité différente de l'activité environnante.

C'est dans le cas d'une zone froide noyée dans un milieu radioactif que le diagnostic est le plus difficile. Nous avons voulu montrer comment un nodule froid suffisamment petit pour ne pas pouvoir être découvert sur la matrice brute pouvait apparaître après traitement des données.

L'intérêt médical de cette recherche est suffisamment évident pour qu'il soit inutile d'en parler.

Nous avons donc pour cela noyé dans le fantôme prismatique précédent un cube de 20 x 20 x 20 mm de plexiglas, c'est-à-dire d'un matériau de Z moyen voisin de celui des tissus et de l'eau et nous avons réalisé plusieurs détections pour différentes positions de ce nodule.

La qualité des résultats obtenus après traitement nous a incités à recommencer l'expérience avec un nodule plus petit (15 x 15 x 15 mm) pratiquement indétectable sur la matrice brute. Quelle que soit la position du nodule, la matrice isodose brute laisse toujours apparaître le pseudo-nodule chaud central, l'hétérogénéité apparente du fantôme et tout au plus la suspicion d'une région froide correspondant à la localisation du nodule mais malgré tout assez mal définie. L'observateur non avisé répondrait à coup sûr : nodule chaud central et peut-être également nodule froid.

Après lissage, une amélioration apparaît en ce qui concerne la localisation de la région froide. Elle peut alors être affirmée mais le nodule chaud central subsiste et les limites de la région froide sont encore mal définies.

La correction d'hétérogénéité présente des avantages exceptionnels :

- rendre à l'ensemble de l'image son caractère homogène
- permettre une meilleure localisation des limites du fantôme
- et surtout, faire apparaître indubitablement le nodule froid avec des limites précises correspondant à ses dimensions géométriques réelles.

Remarquons par ailleurs que la presque totalité des canaux correspondant à la zone homogène se trouve dans la tranche de 80 à 100 % de l'activité maximum, soit un écart de ± 10 % par rapport à la moyenne de cette tranche.

Or, nous nous souvenons que l'écart obtenu sur la gamma caméra dans les mêmes conditions était largement de ± 20 %.

La correction d'hétérogénéité améliore donc de façon sensible la détection et permet de visualiser toute région qui deviendrait inférieure ou supérieure de plus de 10 % à la moyenne des régions environnantes.

Nous avons pour terminer appliqué cette méthode de traitement aux images obtenues à partir d'un fantôme d'organe (thyroïde), ceci dans le but de montrer les images que l'on peut s'attendre à obtenir en routine, puisque la forme de l'organe n'étant plus géométriquement simple, il est plus délicat de prévoir la réponse théorique.

Le fantôme utilisé reproduit parfaitement la forme de l'organe (moule de plâtre recouvert de RUBSON), il est disposé sur un fantôme reproduisant la région cervicale (support de plexiglass rempli d'air représentant le larynx) sur lequel est disposé le fantôme de thyroïde. L'ensemble est placé dans un récipient cylindrique rempli d'eau, de diamètre égal au diamètre moyen du cou.

La détection a été réalisée à l'aide du collimateur pin hole. La distance thyroïde - orifice du collimateur a été fixée à 3 cm et la durée de détection n'a pas excédé 500 secondes pour pouvoir rester du point de vue statistique dans le domaine de l'exploration de routine.

Une activité de l'ordre de 20 μCi d'Iode 131 a été homogènement diluée dans les 20 g d'eau qui ont été injectés dans le fantôme.

La détection a été réalisée sur un fantôme normal et sur un fantôme comportant un nodule froid d'1 cm^3 environ dans un des lobes thyroïdiens.

Là encore, l'examen comparé des trois images (brute, lissée, et corrigée) est significatif.

Sur l'image brute, outre l'apparente hétérogénéité des lobes, l'isthme est surestimé et les extrémités des lobes droit et gauche nettement sous-estimées ce qui est bien conforme à ce que l'on attendait compte tenu de l'allure des surfaces isodoses obtenues avec le collimateur pin hole.

Le lissage redonne à l'image un caractère plus homogène, les variations de la radioactivité se faisant de façon plus régulière mais la surestimation de la région isthmique persiste et c'est enfin sur l'image lissée et corrigée que réapparaît une configuration plus proche de celle du fantôme : réduction de l'importance relative de l'isthme, évaluation au contraire plus élevée des lobes et variation de la radioactivité à l'intérieur de ceux-ci plus conforme à celle que l'on attendait théoriquement.

LE CARACTERE: REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE: B REPRESENTE UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE: . REPRESENTE UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE: / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE: W REPRESENTE UN INTERVALLE DE 080A 100

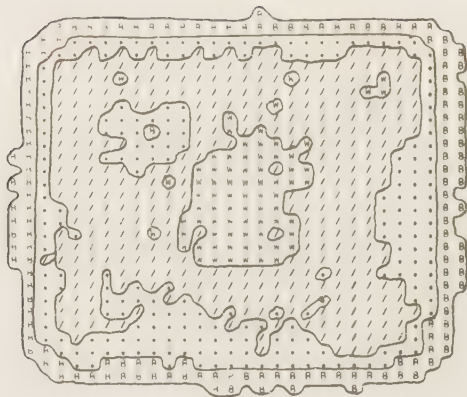


FIG. 98 FANTOME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 2 cm x 2 cm x 2 cm
 DONNEES BRUTES

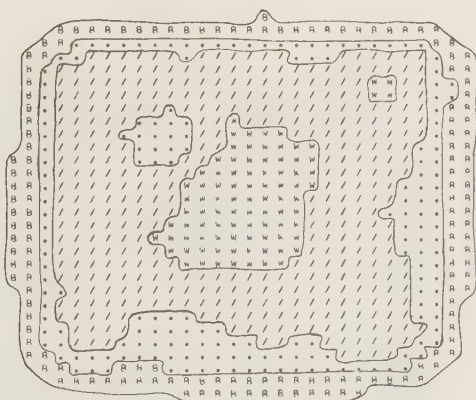


FIG. 99 - FANTOME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 2 cm x 2 cm x 2 cm
 DONNEES LISSEES

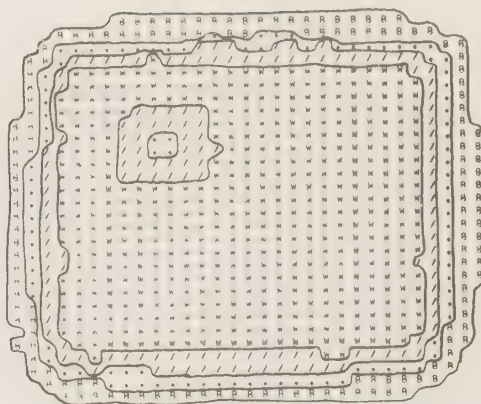


FIG. 100 FANTOME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 2 cm x 2 cm x 2 cm
 DONNEES LISSEES CORRIGES

LE CARACTERE: H REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE: B REPRESENTE UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE: A REPRESENTE UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE: / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE: M REPRESENTE UN INTERVALLE DE 080A 100

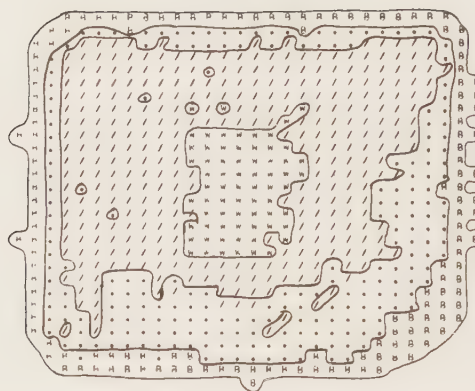


FIG. 101 - FANTOME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ¹³¹I
 NODULE 2 cm x 2 cm x 2 cm
 DONNEES BRUTES

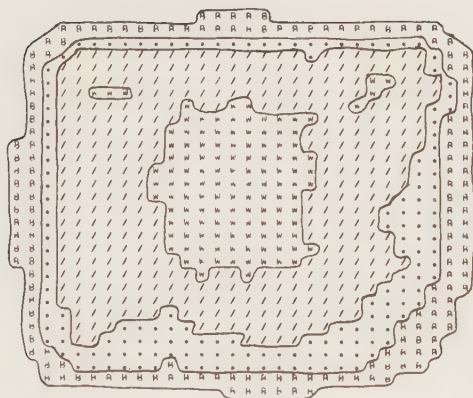


FIG. 102 - FANTOME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ¹³¹I
 NODULE 2 cm x 2 cm x 2 cm
 DONNEES LISSEES

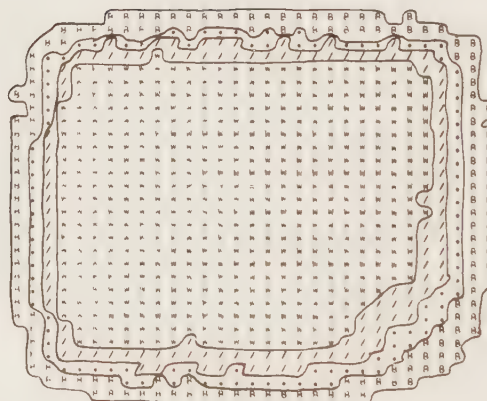


FIG. 103 - FANTOME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ¹³¹I
 NODULE 2 cm x 2 cm x 2 cm
 DONNEES LISSEES CORRIGES

LE CARACTERE I REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE H REPRESENTE UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE . REPRESENTE UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE = REPRESENTE UN INTERVALLE DE 080A 100

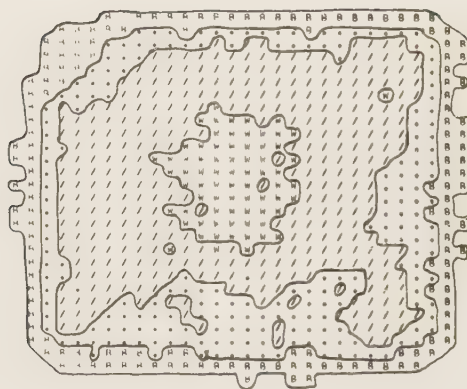


FIG. 104 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5
 131 I.
 nodule 2 x 2 x 2 cm
 DONNEES BRUTES

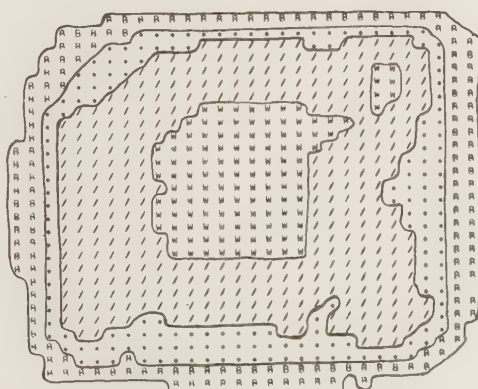


FIG. 105 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5
 131 I.
 NODULE 2 x 2 x 2 cm
 DONNEES LISSEES 9, 4, 2, 1

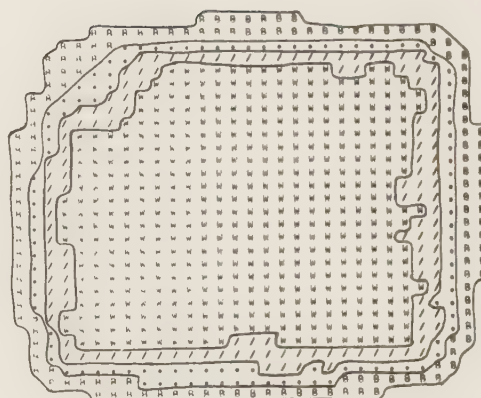


FIG. 106 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 131 I.
 NODULE 2 x 2 x 2 cm
 DONNEES CORRIGES

LE CARACTERE I REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE B REPRESENTE UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE , REPRESENTE UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE * REPRESENTE UN INTERVALLE DE 080A 100

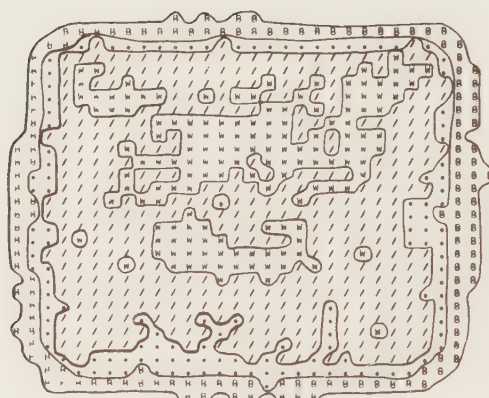


FIG. 107 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 SOURCE ^{131}I .
 NODULE 2 cm x 2 cm x 2 cm
 DONNEES BRUTES

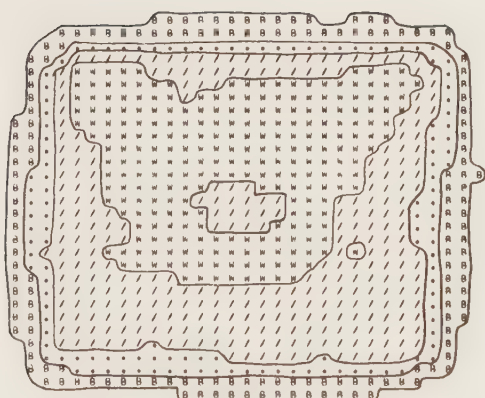


FIG. 108 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 SOURCE ^{131}I .
 NODULE 2 x 2 x 2 cm
 DONNEES LISSEES

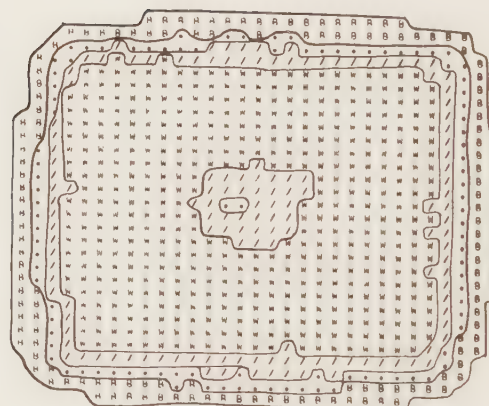


FIG. 109 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 SOURCE ^{131}I .
 NODULE 2 x 2 x 2 cm
 DONNEES CORRIGEEES

LE CARACTERE ϵ REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE δ REPRESENT UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE μ REPRESENT UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE γ REPRESENT UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE η REPRESENT UN INTERVALLE DE 080A 100

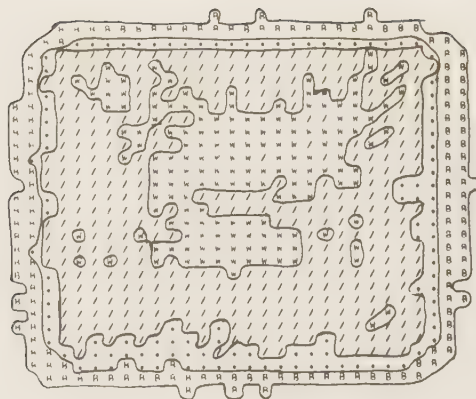


FIG. 110 - FANTÔME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 1,5 cm x 1,5 cm x 1,5 cm
 DONNÉES BRUTES

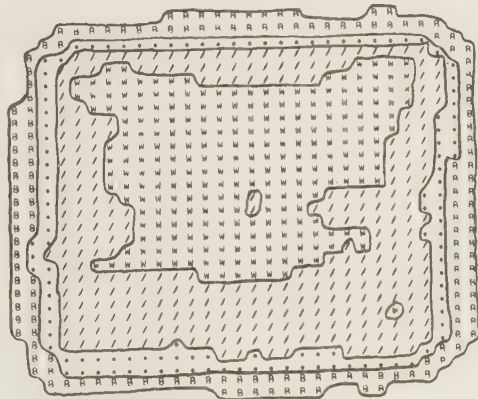


FIG. 111 - FANTÔME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 1,5 cm x 1,5 cm x 1,5 cm
 DONNÉES LISSEES

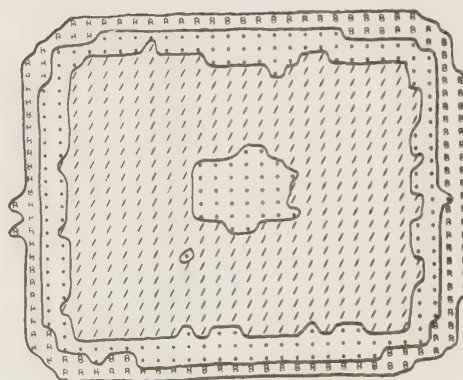


FIG. 112 - FANTÔME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 1,5 cm x 1,5 cm x 1,5 cm
 DONNÉES LISSEES CORRIGÉES

LE CARACTERE I REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE H REPRESENTE UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE . REPRESENTE UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE = REPRESENTE UN INTERVALLE DE 080A 100

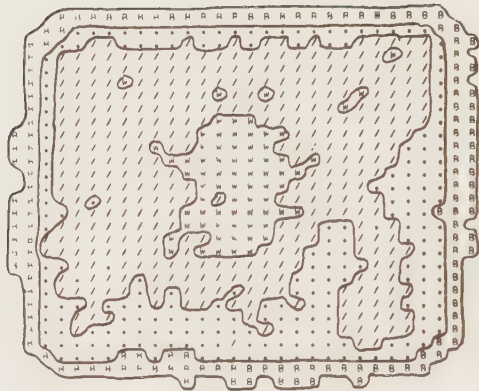


FIG. 113 - FANTÔME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 1,5 cm x 1,5 cm x 1,5 cm
 DONNÉES BRUTES

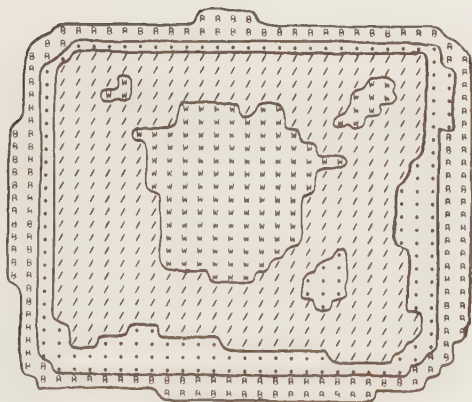


FIG. 114 - FANTÔME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 1,5 cm x 1,5 cm x 1,5 cm
 DONNÉES LISSEES

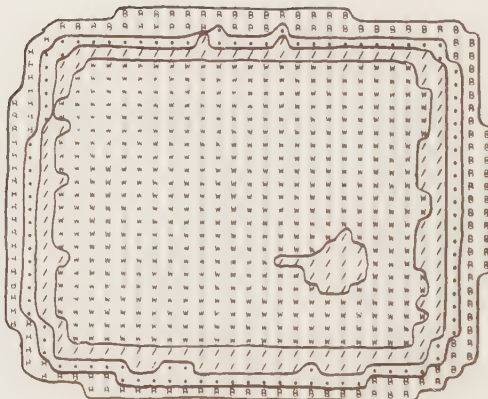


FIG. 115 - FANTÔME PRISMATIQUE 10 cm x 10 cm x 5 cm
 SOLUTION ^{131}I
 NODULE 1,5 cm x 1,5 cm x 1,5 cm
 DONNÉES LISSEES CORRIGÉES

LE CARACTERE I REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE B REPRESENTE UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE . REPRESENTE UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE W REPRESENTE UN INTERVALLE DE 080A 100

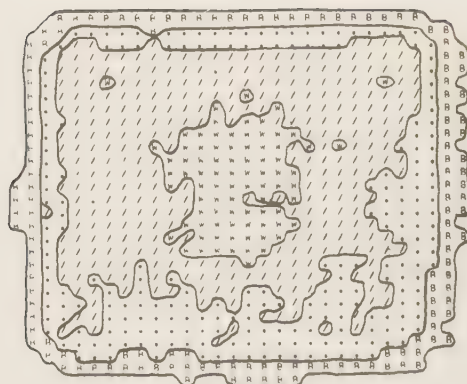


FIG. 116 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 NODULE 1,5 x 1,5 x 1,5 cm
 131₁
 DONNEES BRUTES

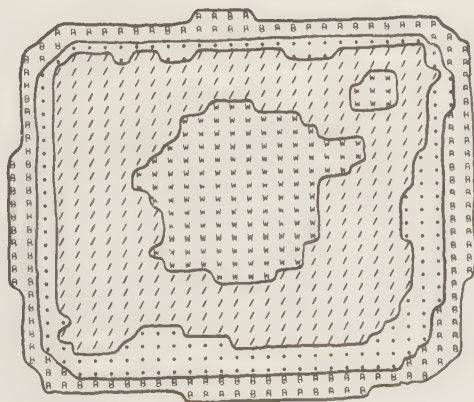


FIG. 117 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 131₁
 NODULE 1,5 x 1,5 x 1,5 cm
 DONNEES LISSEES 9, 4, 2, 1

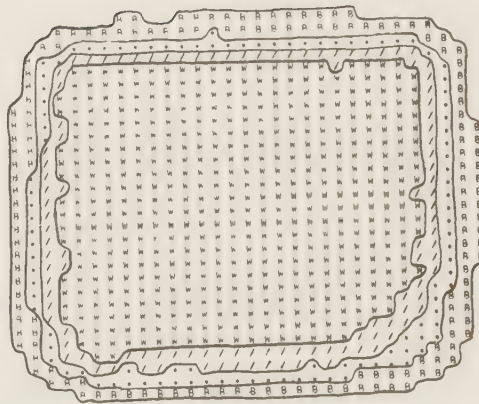


FIG. 118 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 FANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 131₁
 NODULE 1,5 x 1,5 x 1,5 cm
 DONNEES LISSEES ET CORRIGES

LE CARACTERE I REPRESENTE UN INTERVALLE DE 000A 020
 LE CARACTERE B REPRESENTE UN INTERVALLE DE 020A 040
 LE CARACTERE . REPRESENTE UN INTERVALLE DE 040A 060
 LE CARACTERE / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 060A 080
 LE CARACTERE W REPRESENTE UN INTERVALLE DE 080A 100

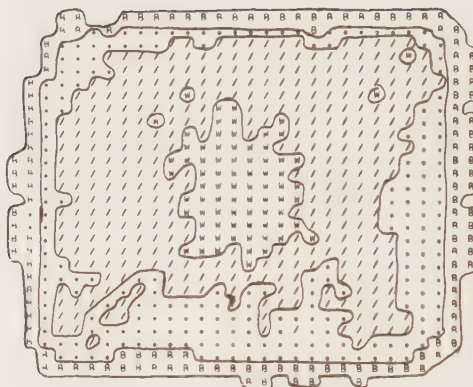


FIG. 119 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 PANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 131₁
 MODULE 1,5 x 1,5 x 1,5 cm
 DONNEES BRUTES

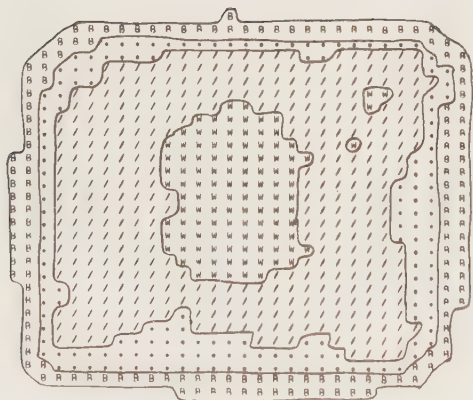


FIG. 120 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 PANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 131₁
 MODULE 1,5 x 1,5 x 1,5 cm
 DONNEES LISSEES: 9, 5, 7, 1

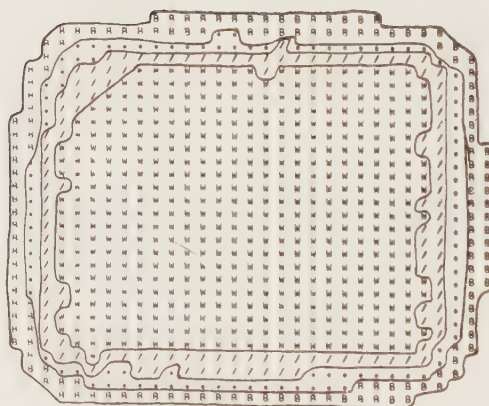


FIG. 121 - COLLIMATEUR CYLINDRIQUE
 PANTOME PRISMATIQUE 10 x 10 x 5 cm
 131₁
 MODULE 1,5 x 1,5 x 1,5 cm
 DONNEES LISSEES CORRIGES

LE CARACTERE: REPRESENTE UN INTERVALLE DE 0004 020
 LE CARACTERE: u REPRESENTE UN INTERVALLE DE 0204 040
 LE CARACTERE: . REPRESENTE UN INTERVALLE DE 0404 060
 LE CARACTERE: / REPRESENTE UN INTERVALLE DE 0604 080
 LE CARACTERE: w REPRESENTE UN INTERVALLE DE 0804 100

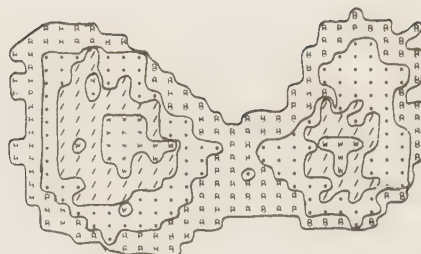


FIG. 122 - COLLIMATEUR PIN HOLE
 FANTOME DE THYROIDE ^{131}I
 DISTANCE SOURCE COLLIMATEUR 5 cm
 DONNEES BRUTES

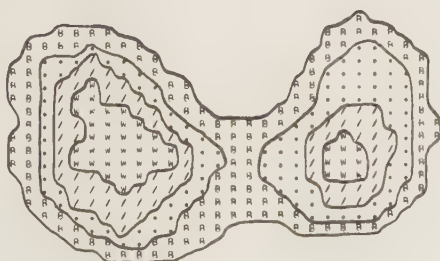


FIG. 123 - COLLIMATEUR PIN HOLE
 FANTOME DE THYROIDE ^{131}I
 DISTANCE SOURCE COLLIMATEUR 5 cm
 DONNEES LISSEES

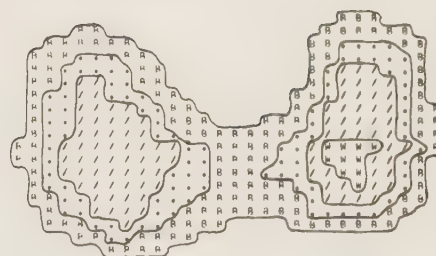


FIG. 124 - COLLIMATEUR PIN HOLE
 FANTOME DE THYROIDE ^{131}I
 DISTANCE SOURCE COLLIMATEUR 5 cm
 DONNEES LISSEES CORRIGES

VISUALISATION DES NIVEAUX D'ACTIVITE
 LE CARACTERE 1 REPRESENT UN INTERVALLE DE 0,1 mA
 LE CARACTERE 2 REPRESENT UN INTERVALLE DE 0,2 mA
 LE CARACTERE 3 REPRESENT UN INTERVALLE DE 0,3 mA
 LE CARACTERE 4 REPRESENT UN INTERVALLE DE 0,4 mA
 LE CARACTERE 5 REPRESENT UN INTERVALLE DE 0,5 mA

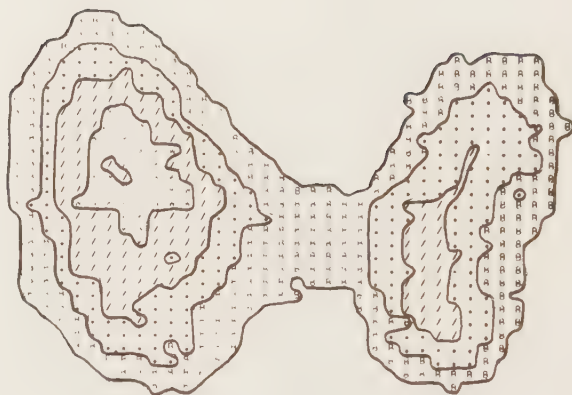


FIG. 125 - COLLIMATEUR PIN HOLE
 DISTANCE COLLIMATEUR - SOURCE = 3 cm
 DONNEES BRUTES

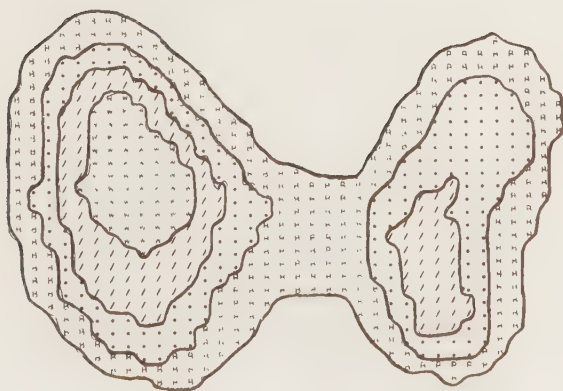


FIG. 126 - COLLIMATEUR PIN HOLE
 DISTANCE COLLIMATEUR - SOURCE = 3 cm
 DONNEES LISSEES 9, 4, 2, 1

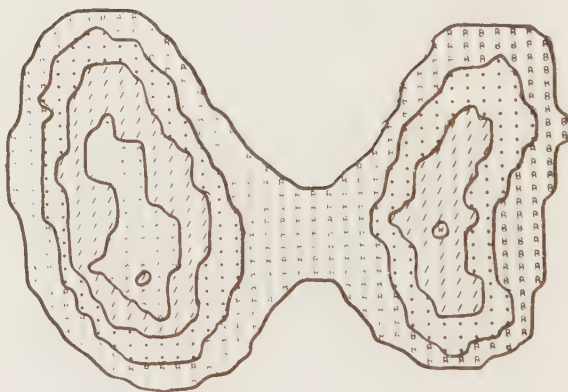


FIG. 127 - COLLIMATEUR PIN HOLE
 DISTANCE COLLIMATEUR - SOURCE = 3 cm
 DONNEES LISSEES CORRIGEEES

CHAPITRE VI

PERSPECTIVES ET CONCLUSIONS

Nous venons, au cours de ce travail, d'essayer de faire le point à propos d'une étude expérimentale, de notre expérience en scintigraphie numérique utilisant des systèmes variés (logiques câblées et ordinateurs).

Nous allons, en même temps que nous tirerons des conclusions sur l'emploi de tels systèmes, faire rapidement le tour des perfectionnements encore au stade de la recherche appliquée que nous désirons promouvoir.

Ces perfectionnements intéressent essentiellement trois domaines :

- des modifications d'appareillage
- des nouvelles conditions de détection
- un enrichissement de notre bibliothèque de programmes mathématiques.

1. - Les perfectionnements techniques

Les modifications d'appareillage touchent essentiellement le système détecteur (gamma caméra) et la connexion détecteur - ordinateur.

En ce qui concerne le système détecteur, sans parler de modifications fondamentales du système qui sont du ressort du constructeur (cristaux modulaires par exemple) il nous semble qu'une amélioration technique sensible peut être facilement obtenue particulièrement dans le domaine des basses énergies.

Rappelons en effet que le système de positionnement dont nous avons décrit le principe permet, grâce aux amplificateurs logarithmiques qu'il utilise,

de considérer comme relativement constantes les impulsions de positionnement dans un domaine d'énergie allant de 70 keV à 400 keV.

Pour des émetteurs d'énergies plus faibles, I^{125} par exemple, l'image obtenue ne peut plus être positionnée correctement ; elle apparaît comme très réduite par rapport à celles obtenues à l'aide d'émetteurs plus énergétiques.

Pourtant la détection des basses énergies peut dans certain cas être du plus haut intérêt sans changer en rien la conception de l'appareillage.

Il suffit pour cela d'introduire dans le circuit de positionnement, des amplificateurs logarithmiques de plus grande sensibilité (3 décades au lieu de 2 décades).

A part cette modification simple d'ordre électronique, on peut contester l'utilisation d'une gamma caméra pour ce type de détection puisque la mauvaise résolution aux basses énergies limite ses possibilités mais en ce qui nous concerne, nous voyons surtout là une méthode permettant, par double marquage, (I^{131} + I^{125} par exemple) de s'affranchir de la contribution de l'image d'un organe de certains tissus parasitant la réponse comme nous allons le voir.

Une deuxième modification d'appareillage, sur laquelle nous travaillons actuellement, est la fameuse connexion de l'ordinateur au système de détection.

Nous avons, au cours des chapitres précédents, montré quels étaient les problèmes posés par cette connexion et nous rappelons simplement qu'elle peut-être réalisée à deux niveaux différents :

- connexion directe gamma caméra - ordinateur qui impose la présence dans l'interface de connexion des convertisseurs analogiques digitaux présents dans l'analyseur

- connexion par l'intermédiaire de l'analyseur qui joue le rôle de mémoire tampon et d'unité de visualisation.

C'est cette deuxième solution que nous avons choisie pour nos besoins propres : elle est plus simple quant à l'électronique et elle a le mérite de permettre à la demande un fonctionnement en différé, utile si l'ordinateur est en cours d'utilisation au moment d'un examen car la multi-programmation nécessiterait une taille mémoire supérieure à celle dont nous disposons actuellement.

2. - De nouvelles conditions de détection

Certaines des modifications que nous venons de proposer rendent possible l'utilisation de nouvelles méthodes de détection. Notre intérêt a surtout

été attiré par la détection en double marquage ou par la détection successive de deux pics suffisamment éloignés d'un même isotope.

En scintigraphie cérébrale par exemple, nous savons que la participation périphérique (scalp, espaces méningés) à l'image parenchymateuse perturbe celle-ci de façon importante.

Ces tissus richement vascularisés et géométriquement proches du détecteur rendent parfois impossible la bonne détection de certaines tumeurs peu fixantes ou peuvent même parfois donner de faux positifs.

L'utilisation d'un marquage à l' I^{131} + I^{125} ou la détection des pics de 30 keV et de 364 keV de l' I^{131} permet de s'affranchir de cet obstacle, le calcul rendant possible le déplacement vers le milieu de l'hémisphère de l'isodose maximum.

3. - Les futurs programmes envisagés

Mais c'est surtout par l'enrichissement de notre bibliothèque de programmes que nous pensons pouvoir améliorer sensiblement la qualité du traitement. Il s'agit essentiellement des programmes de restructuration de l'image basés sur des systèmes d'équations linéaires permettant dans un quelconque des canaux de la matrice de 4 K constituant l'image brute de calculer à partir du contenu expérimental de ce canal son contenu théorique c'est-à-dire le contenu que l'on mesurerait si tous les coups pris en compte par le détecteur étaient comptés exclusivement dans le canal concerné.

La fonction de dispersion du détecteur est appréciée expérimentalement et les coefficients de partage entre le canal concerné et ses voisins peuvent être ainsi déterminés pour l'ensemble de la matrice.

L'utilisation de plusieurs incidences de détection permettra également par la mesure du contenu des canaux homologues de déterminer de façon plus fine la distribution spatiale de la radioactivité.

Par ailleurs, nous travaillons aussi sur des expériences de simulation qui peuvent peut-être apporter des renseignements intéressants.

Nous avons vu au cours de l'étude expérimentale du système, que l'on pouvait mesurer la réponse spatiale du détecteur de chaque coordonnée X Y Z de l'espace. Le volume de détection est ainsi défini par 5600 cubes élémentaires.

On peut, plan par plan, limiter les coupes d'un organe de forme moyenne qui serait à détecter et ainsi calculer la réponse que l'on obtiendrait expérimentalement en détectant un tel organe et comparer cette réponse simulée aux réponses expérimentales obtenues.

Ceci permettra sans doute de compenser partiellement les altérations dues aux inégalités d'absorption et aux variations de géométrie entre le plan

superficiel et le plan profond de l'organe à détecter.

Enfin, la correction de la distorsion peut également s'effectuer par programme puisque, après détermination expérimentale de celle-ci par détection d'une source linéaire dans les deux systèmes d'axes $X = \text{constante}$ et $Y = \text{constante}$, on peut déterminer des coefficients de transfert décroissants de la périphérie vers le centre qui permettent la définition d'une image non distordue.

Que conclure donc et que penser de l'arsenal instrumental que nous venons d'étudier ?

Nous avons déjà dit qu'il s'inscrivait dans une lignée d'appareillages de plus en plus complexes proposés aux utilisateurs dans le domaine de la médecine nucléaire, les équipements les plus sophistiqués cherchant à résoudre les difficultés nées des nombreux paramètres conditionnant la détection radioactive.

L'étude critique du système détecteur nous a permis de déterminer de la façon la plus rigoureuse possible, les principales causes altérant l'image scintigraphique obtenue et nous avons conclu qu'il ne fallait pas, par des artifices plus ou moins heureux, s'imaginer avoir amélioré les qualités de cette détection par de simples modifications des conditions de comptage.

Si, grâce à son excellente résolution le "scanner" peut continuer à servir de référence, nous avons cependant signalé les inconvénients liés à son utilisation quant à la durée d'examen et la dosimétrie.

La solution nous apparaît donc devoir résider dans un traitement de plus en plus complexe de l'information si grâce à la participation de tous, des programmes faciles à mettre en oeuvre peuvent être élaborés.

Techniquement, la chose est possible, reste à convaincre les sceptiques. Aussi, avons nous commencé depuis quelques semaines à appliquer en routine le traitement mathématique proposé.

Notre but, et c'est sera l'objet d'une prochaine publication, est de réaliser un véritable atlas scintigraphique où chaque cas examiné sera présenté sous différentes modalités : image du scanner, image de la gamma caméra, image à la sortie de l'ordinateur, pour différents niveaux de complexité du traitement, l'ensemble étant, bien entendu, confronté aux données anatomo-cliniques et plus particulièrement, le cas échéant, aux compte rendus opératoires, aux résultats anatomo-pathologiques et aux autres méthodes d'exploration, notamment radiologiques.

Nous espérons ainsi pouvoir faire oeuvre utile à l'aube d'une utilisation de plus en plus répandue des ordinateurs dans le champ des investigations médicales.

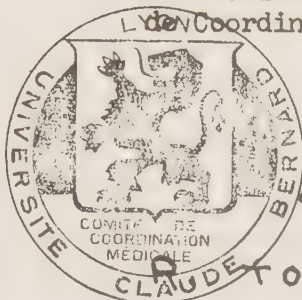
Le Président de la Thèse :

J. Moret
MORET

VU et permis d'imprimer

LYON, le - 2 DEC. 1972

Le Premier Vice-Président
de l'Université, Président du Comité
de Coordination Médicale,

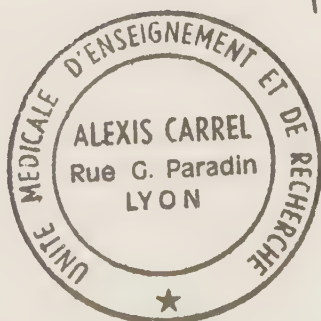


Claude Touraine

CLAUDE TOURAINE

Vu, le Directeur de l'U.E.R. Alexis-Carrel

Pour le Directeur,
le Premier Assesseur,



M. Tommasi

M. TOMMASI

Professeur C. GIROD

BIBLIOGRAPHIE

- (1) T.A. VERDON J, F.H. ALLEM
Méd. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 185
- (2) P.V. HARPER, RN BECK, T.D. COHEN
Méd. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 302
- (3) J.R. MALLARD, R.J. WILKS, J.R. CORFIELD, V. FLOOK
Méd. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 321
- (4) MF COTTRAL Rosemary, J FRENCH, NG. TROTT
Méd. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 371
- (5) R.E. JOHNSTON, A.B. BRILL
Méd. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 617
- (6) ANGER H.O
J. Nucl. Med. (1964) 5 p. 515-531
- (7) ANGER H.O
I.E.E.E. Transactions on Nuclear Science (1966) p. 380
- (8) ANGER H.O.
Instrumentation in Nuclear Medecine Academic Press (1966).
- (9) WILLIAMS HI Glass, RN ARNOT, AC de GARRETA
Medical Radioisotope Scint. IAEA Vienna 1 (1969) p. 665
- (10) J.S. LAUGHLIN, PJ KENNY
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 651

- (11) R. Di PAOLA, P. ALBAREDE, M. TUBIANA
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 783
- (12) WJ Mac INTYRE, JH. CHRISTIE
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 771
- (13) W.N. TAUZE
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 803
- (14) ANGER H.O.
Rev. Scient. Instrumentation 29 (1958) p. 27
- (15) ANGER H.O.
Nucleonics 21 (10) 1963 p. 56
- (16) OBERHAUSEN, KJ NEUMANN
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 145
- (17) MYERS, MJ KENNY, PJ LAUGHIN, JS CUNDY
Nucleonics 24 2 (1966) p. 58
- (18) E I LARSSON, K. LINDEN
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 111
- (19) ANGER H.O.
Radioisotope camera ch. 19
Instrumentation in Nuclear Medicine 1
(HINE G.J. Ed)
Academic Press New York (1967)
- (20) HAYES
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 523
- (21) BECK R.N.
Med. Radioisotope Scanning, IAEA Vienna 1 (1964) p. 35
- (22) BECK R.N.
Medical Radioisotope Scann., IAEA Vienna 1 (1964) p. 211
- (23) R.N. BECK, M.W. SCHUCH, T.D. COHEN, LEMBARES
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 595

- (24) R.R. SHARMA
Phys. Med. Biol. 1971 V. 12 n° 2 p. 257
- (25) TA IINUMA, T. NAGAI, N. FUKUDA
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 1 (1969) p. 715
- (26) C. KELLERSHOHN, P. de VERNEJOUL, A. DESGREZ
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 2 (1969) p. 63
- (27) W.R. ADAM, P. SCHENCK, H. KAMPMANN, W.J. LORENZ
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vienna 2 (1969) p. 77
- (28) MORIN PP. DESGREZ A.
Annls Radiol. 11 1-2 (1968) p. 49, 66
- (29) W.K. JASINSKI, J. MALINOWSKA, H. MACKIEWICZ
Med. Radioisotope Scintigraphy, IAEA Vol. 2 (1969) p. 507
- (30) DESGREZ A., V. RAZINDRAMAMBA, J. de SAINT-LAURENT, C. KELLERSHON
Medical Radioisotope Scint., IAEA Vienna Vol. 2 (1969) p. 670
- (31) P. BLANQUET, C. BECK, J. PIGNEUX, M.F HECQUET
Medical Radioisotope Scint., IAEA Vienna Vol. 2 (1969) p. 707
- (32) P. BLANQUET, C. BECK
Dynamic studies with Radioisotopes in Medecine, IAEA Vienna (1971) p.125
- (33) BURKE G., HALKO A, GOLBERG D.
J. Nuclear Med. 10 (1969) p. 270
- (34) KENNADY JC, POTTER R. CHIN F, SWANSON L.
J. Nucl. Med. 9 (1968) p. 423
- (35) WESTERMAN BR
Brit. J. Radiol. Report séries n° 3 (1968)
- (36) HEISS WD PROSENZ P. TSCHARBITSCHEN
Fortschr, Roentgenstr 110 (1969) p. 108
- (37) SMITH AH, BARKER MCJ
Physic Med Biol 15 (1970)

- (38) LORENZ WJ, ADAM WE
Nucl. med. 6 (1967) p. 367
- (39) VERNON P GLASS HI
Physics Med Biol 15 (1970)
- (40) R.E. BENTLEY, V.R Mc CREADY, Mary G. POPHAM
Dynamic studies with radioisotopes in Medecine, IAEA 1971 p. 153

S O M M A I R E

<u>INTRODUCTION</u>		p. 17
<u>CHAPITRE I</u>	DESCRIPTION DU SYSTEME UTILISE POSSIBILITES ET LIMITES EN MEDECINE NUCLEAIRE	p. 20
	1. La caméra à scintillations	p. 20
	2. L'analyseur multicanaux	p. 32
	3. L'ordinateur	p. 39
<u>CHAPITRE II</u>	ETUDE EXPERIMENTALE DU SYSTEME DETECTEUR	p. 47
	1. Le réglage de la gamma caméra	p. 47
	2. Etude de la réponse spatiale à une source ponctuelle	p. 54
	3. Etude de la réponse à une source étendue homogène	p. 77
<u>CHAPITRE III</u>	ETUDE DU FONCTIONNEMENT EN SCINTIGRAPHIE NUMERIQUE LORS DE L'UTILISATION D'UNE LOGIQUE CABLEE	p. 91
	1. Fonctionnement sur le mode statique	p. 91
	2. Fonctionnement sur le mode dynamique	p. 96
	3. Possibilités et limites de la logique câblée en Médecine Nucléaire	p. 98
<u>CHAPITRE IV</u>	LE TRAITEMENT DE L'INFORMATION EN MEDECINE NUCLEAIRE	p. 105
	1. Considérations générales	p. 105
	2. Connexion gamma caméra - ordinateur	p. 106
	3. Bibliothèque de programmes	p. 107
<u>CHAPITRE V</u>	APPLICATION DU TRAITEMENT DE L'INFORMATION A DIFFERENTS SYSTEMES	p. 129
<u>CHAPITRE VI</u>	PERSPECTIVES ET CONCLUSIONS	p. 145
	1. Les perfectionnements techniques	p. 145
	2. De nouvelles conditions de détection	p. 146
	3. Les futurs programmes envisagés	p. 147
	4. Conclusions	p. 149
<u>BIBLIOGRAPHIE</u>		p. 151
<u>SOMMAIRE</u>		p. 155



